

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE
L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
JEAN-PHILIPPE LAMB

EFFETS D'UNE ORTHÈSE PLANTAIRE D'ACCOMMODATION SUR LA
BIOMÉCANIQUE DE LA MARCHÉ CHEZ DES SUJETS
MÉTATARSALGIQUES.

MARS 2009

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

Résumé

Un prototype d'orthèse plantaire a été testé sur 15 sujets atteints de métatarsalgie depuis plus d'un mois. Cette orthèse préfabriquée, qui avait la possibilité d'être dotée d'une barre métatarsienne (ARC), est d'usage commun en podiatrie afin de soulager la métatarsalgie d'origine mécanique. Nous cherchions à montrer l'efficacité de l'ARC dans des conditions contraignantes de la marche. Trois conditions étaient évaluées, en une seule séance au laboratoire de biomécanique : initiation de la marche, arrêt planifié à vitesse normale et arrêt planifié à vitesse rapide. Les aspects cinétiques, à l'aide d'une plate-forme de force AMTI, et les aspects cinématiques, grâce au système Certus Optotrak, étaient simultanément évalués, avec ou sans tampon métatarsien (ARC) ajouté à l'orthèse : le pied métatarsalgique était le seul à être appareillé d'un ARC. Seule la cinématique du membre inférieur pathologique a été évaluée. Le protocole expérimental a été contrebalancé. Les diodes ont été disposées sur des repères anatomiques connus (talon, 5^e métatarse, malléole externe, tête du péroné, tendon patellaire, grand trochanter). Lors des départs, les sujets initiaient la marche sur commande en étant déjà debout sur la plate-forme de force. Lors des arrêts planifiés, les sujets devaient freiner lorsque, au quatrième pas, le pied métatarsalgique touchait la plate-forme. La jambe oscillante devait alors se placer parallèlement à son homologue pour réaliser un arrêt planifié. Trois essais ont été effectués pour chacune des conditions. Les deux systèmes de mesures sont synchronisés et la fréquence d'échantillonnage est de 100 Hz. Le traitement des données a été effectué à l'aide du logiciel Matlab^{MD}.

L'hypothèse principale était que la barre métatarsienne (ARC) atténuait les facteurs générateurs de métatarsalgie. Notre hypothèse secondaire prédisait une réduction d'intensité de la douleur ressentie, « avec » versus « sans » ARC.

Sommairement, nos résultats expérimentaux indiquent que, contrairement à notre hypothèse principale, l'ARC n'influence aucune des variables cinétiques et cinématiques à l'étude et que la douleur au métatarse n'est pas significativement diminuée avec un tel dispositif ($F < 1$). Cependant, on constate une amélioration significative de la douleur basale (QVAS) avec le port de l'orthèse seule ou encore munie d'un ARC ($F = 27.912$, $dl = 1$ et 84 , $p < 0.01$). De plus, l'ajout d'un ARC à l'orthèse augmente légèrement le niveau d'inconfort, toutes conditions confondues ($F = 5,272$, $dl = 1$ et 84 , $p < 0.05$).

L'utilisation d'une orthèse préfabriquée améliore immédiatement la métatarsalgie évaluée en phase pré-expérimentale. Nous expliquons ces résultats par le fait que d'autres facteurs intrinsèques au pied affectent la biomécanique du métatarse de sorte qu'une intervention directe sur le métatarse avec l'ARC est couplée aux effets croisés de l'orthèse plantaire. L'ARC installé sous les têtes métatarsiennes a augmenté temporairement la nociception mécanique à l'avant-pied. Pendant l'adaptation immédiate à l'ARC, une hypersensibilité nociceptive chez les sujets métatarsalgique explique sans doute ce phénomène. Le port quotidien prolongé de l'orthèse aurait sans doute permis d'outrepasser ce stade nociceptif précoce et d'évaluer plus réalistement l'impact à moyen terme de l'ARC sur nos variables. En pareil cas, des changements du patron de marche antalgique auraient été susceptibles d'apparaître. La configuration du métatarse et la morphologie de la barre métatarsienne expliquent également l'absence de changements significatifs au sein des variables biomécaniques. En effet, les conditions

d'arrêt et de départ généraient des fluctuations prépondérantes des forces antéropostérieures (F_y) de réaction au sol. Or le métatarse et l'ARC étaient plutôt configurés pour absorber et redistribuer des forces verticales, d'où l'inaptitude de l'ARC à fonctionner efficacement lorsque confronté à nos trois conditions contraignantes de la marche.

En conclusion, la barre métatarsienne (ARC) dans une orthèse plantaire d'accommodation (OPA) n'a pas influencé la douleur à l'avant-pied ni le patron de marche métatarsalgique dans les conditions d'arrêts planifiés et d'initiation de la marche. Cependant, l'orthèse seule ou munie d'ARC a réduit très significativement le niveau de douleur de base évalué en phase pré-expérimentale (score QVAS). L'incorporation inopinée d'un ARC à l'orthèse a occasionné une légère augmentation du niveau de douleur à l'avant-pied qui résulte d'une adaptation immédiate au dispositif. Nous recommandons donc aux podiatres et cliniciens d'éviter l'usage d'une barre métatarsienne chez les sujets dont la métatarsalgie relève directement d'activités nécessitant de multiples arrêts-départs au quotidien.

Remerciements

L'auteur de cette recherche désire exprimer toute sa gratitude à Louis Laurencelle, Ph.D., directeur de recherche du projet, qui a cru à la faisabilité de l'étude dès ses premiers balbutiements en 2005. Le professeur Laurencelle a su faire avancer le projet de manière constructive, à chaque étape critique, en agissant comme mentor de recherche, comme pédagogue et, avant tout, comme un humaniste inconditionnel qui incite au dépassement personnel et professionnel. Merci également au professeur Danik Lafond, Ph.D., co-directeur de recherche, pour l'utilisation de son laboratoire de biomécanique et son assistance dans le traitement des données. Nous désirons également adresser des remerciements à Annick Champagne, étudiante à la maîtrise et à Rosalie Cadieux, stagiaire en recherche, pour leur aide précieuse lors de l'expérimentation.

Table des matières

	page
Introduction	1
Cadre théorique	
La métatarsalgie	4
Cycle de marche	6
La démarche métatarsalgique	11
Les orthèses plantaires d'accommodation	17
Arrêt du cycle de marche	23
Protocoles expérimentaux d'étude de la marche	27
Initiation de la marche	29
Problématique	32
Hypothèses	35
Méthodologie	37
Mesures	43
Plan expérimental	45
Traitement des données	46
Statistiques	49
Résultats	51
Discussion	54
Recommandations	59
Conclusion	60
Bibliographie	62

Annexe

Table de données : Arrêt planifié à vitesse normale	67
Table de données : Arrêt planifié à vitesse rapide	69
Table de données : Initiation de la marche	71

Liste des tableaux

	page
Tableau 1 : Causes des métatarsalgies	5
Tableau 2 : Caractéristiques des sujets expérimentaux	39
Tableau 3 : Plan expérimental	43
Tableau 4 : Contrebalancement du plan	45
Tableau 5 : Moyenne des scores de douleur mesurés à l'EAV	53

Liste des figures

	page
Figure 1 : Cycle de marche	7
Figure 2 : Forces de réaction au sol à la marche	8
Figure 3 : Syndrome métatarsalgique progressif	10
Figure 4a : Angle de flexion plantaire de la cheville	13
Figure 4b : Angle d'élévation du talon	13
Figure 4c : Forces verticales de réaction au sol	14
Figure 4d : Forces médiolatérales de réaction au sol	15
Figure 4e : Déplacement antéropostérieur du centre de pression	16
Figure 5 : Positionnement de la barre métatarsienne dans l'orthèse	19
Figure 6 : Position des pieds lors d'un arrêt du cycle de marche	24
Figure 7 : Forces antéropostérieures lors d'un arrêt de la marche	25
Figure 8 : Forces verticales lors d'un arrêt de la marche	26
Figure 9 : Forces de réaction au sol lors de l'initiation de la marche	30
Figure 10 : Forces de réaction au membre d'appui lors de l'initiation de pas	31
Figure 11 : Position des pieds par rapport à la plate-forme de force	41
Figure 12 : Schéma représentatif de la plaque dynamométrique AMTI	43
Figure 13 : Courbe type en F_y et F_z de l'initiation de la marche	48
Figure 14 : Courbe type en F_y et F_z de l'arrêt planifié de la marche	49

Introduction

La métatarsalgie est un syndrome responsable de 90% des atteintes à l'avant-pied. Elle constitue l'affection podale la plus fréquente chez la femme d'âge moyen (Fadel et Rowley, 2002). De plus, sa prévalence s'élève à 83% chez la population âgée de plus de 65 ans et favorise davantage les femmes (Postema, Burm, Zande, et Limbeek, 1998). L'atteinte non traumatique des pieds persistant plus d'un mois touche 20 % de la population âgée de plus de 65 ans et affecte l'avant-pied de manière prédominante (Gorter, Kuyvenhoven, et de Melker, 2000). Quelle qu'en soit la cause, le traitement de la métatarsalgie repose en partie sur une correction des facteurs mécaniques responsables de la surcharge des têtes métatarsiennes pendant la locomotion (Lelièvre et Lelièvre, 1981). En complément à l'approche mécanique, intervient le traitement étiologique de la métatarsalgie (Udin, Crevoisier, et Borgeaud, 2000).

L'analyse cinétique de la marche rectiligne est un élément clé dans la conception d'orthèses plantaires en podiatrie contemporaine. L'objectif premier des orthèses podiatriques est de moduler certains paramètres biomécaniques de la marche (Mueller, 1999). Les orthèses plantaires d'accommodation (OPA) conçues spécifiquement pour réduire les hyperpressions en regard des têtes métatarsiennes sont souvent munies d'un coussinet ou tampon métatarsien à l'avant-pied que l'on appelle également appui rétro-capital (ARC) (Lavigne et Noviel, 1993). Les OPA sont ainsi utilisées dans le traitement biomécanique de la métatarsalgie.

Il est important de savoir que l'ARC représente un élément de correction qui s'ajoute à l'orthèse plantaire et que celui-ci ne s'utilise jamais seul (Ceccaldi et Moreau, 1976). En pratique clinique, le tiers des podiatres, en Angleterre seulement, prescrivent un ARC quotidiennement dans leurs orthèses (Poon et Love, 1997). De surcroît, il s'est avéré que l'ARC constitue l'élément orthétique le plus couramment utilisé dans l'arsenal thérapeutique non chirurgical du pied et de la cheville (Chang, Abu-Faraj, Harris, Nery, et Shereff, 1994). L'utilité première d'un ARC dans une OPA est de réduire la douleur au métatarse pendant la locomotion (Ceccaldi et Moreau, 1976; Lelièvre et Lelièvre, 1981). En effet, il a été démontré que, chez les patients métarsalgiques, l'ARC réduit la douleur aux têtes métatarsiennes à la marche (Clark, Rome, Plant, O'Hare, et Gray, 2006; Mejjad et al., 2004; O'Connell, Seigel, Kepple, Stanhope, et Gerber, 1998; Poon et Love, 1997; Postema et al., 1998).

Le domaine expérimental s'est avéré suffisamment fertile sur le plan scientifique pour que des chercheurs puissent avancer, notamment, qu'un ARC, positionné adéquatement dans l'orthèse, agit en redistribuant les pressions qui sévissent au niveau de la région métatarsienne (Chang et al., 1994). Le mécanisme d'action de l'ARC dans l'OPA est confirmé sur des sujets sains (Holmes et Timmerman, 1990) et pathologiques (Chang et al., 1994; Hayda, Tremaine, Tremaine, Banco, et Teed, 1994; Hodge, Bach, et Carter, 1999; Jackson, Binning, et Potter, 2004). Il importe de souligner que toutes les études citées ont été réalisées dans des conditions naturelles de marche, à vitesse constante. À notre connaissance, le jeu des forces au sol à l'avant-pied n'a jamais été étudié dans des conditions particulières d'initiation ou d'arrêt de la marche.

La marche est un mouvement cyclique parmi les plus communs, mais néanmoins très complexe. En sciences fondamentales, les chercheurs étudient la marche rectiligne de même que les modulations du cycle de marche telles que l'initiation, l'arrêt, les changements de direction (Winter, 1991) et l'évitement d'obstacles (Patla, Prentice, Robinson, et Neufeld, 1991). Ainsi, la typologie des différentes phases et cycles de la marche est abordée du point de vue de la cinétique, de la cinématique (Winter, 1991) et de l'électromyographie (Bishop, Brunt, Pathare, et Patel, 2004). En contrôle moteur, différentes stratégies d'arrêt et d'initiation de la marche sont identifiées et catégorisées chez les sujets sains, pathologiques et sénescents (Bishop, Brunt, et Marjama-Lyons, 2006; Crenna, Cuong, et Brénière, 2001; Elble, Moody, Leffler, et Sinha, 1994; Winter, 1991).

Il apparaît donc pertinent de s'interroger sur l'action de l'ARC dans une OPA dans des conditions contraignantes de la marche observées couramment dans la locomotion humaine, soit l'initiation et l'arrêt. En plus, à notre connaissance, aucune donnée dans la documentation ne renseigne sur l'action antalgique ou l'effet sur le patron moteur d'un ARC en de telles conditions. Enfin, des points de vue cinétique et cinématique, l'effet de l'ARC chez les patients atteints de métatarsalgie n'a jamais été étudié dans un contexte réaliste de la locomotion. Or, le phénomène est loin d'être marginal puisqu'il a été montré qu'une bonne part des déplacements effectués dans la vie courante ne sont pas linéaires (Glaister, Bernatz, Klute, et Orendurff, 2007 ; Sedgman, Goldie, et Lansek, 1994). Ajoutons qu'il a été démontré que les forces de réaction au sol sont prépondérantes lors d'un arrêt de la marche (Bishop et al., 2006). Par surcroît, les forces au sol subissent également des fluctuations importantes lors des départs impromptus (Elble et al., 1994).

En conclusion, le présent projet s'intéresse à la cinétique et la cinématique de la marche avec OPA dotée d'ARC dans trois conditions contraignantes de la marche : initiation, arrêt à vitesse normale et arrêt à vitesse rapide. La population métatarsalgique qui bénéficie de ce type d'orthèse est directement ciblée. L'analyse comparative de la douleur à la région métatarsienne dans les trois conditions à l'étude est également au cœur de la présente problématique de recherche.

Cadre théorique

La métatarsalgie

Étymologiquement, métatarsalgie signifie : douleur au métatarse. La métatarsalgie est un syndrome multifactoriel complexe. Son absence est tributaire du bon fonctionnement des structures osseuses et des tissus mous de l'avant-pied, du médiotarse, de l'arrière-pied et du membre inférieur (Claustre et Simon, 1990).

On distingue métatarsalgie primaire et secondaire (tableau 1). Dans la métatarsalgie primaire, une anomalie morphologique ou biomécanique constitue une condition sous-jacente. Le traitement vise d'abord à corriger ces anomalies dans le but de libérer les pressions résultantes excessives au niveau des têtes métatarsiennes (Fadel et Rowley, 2002). Les métatarsalgies secondaires quant à elles peuvent résulter de causes inflammatoires, infectieuses ou neurologiques. Mais qu'elles soient primaires, secondaires ou autres, invariablement le traitement doit d'abord être dirigé vers la maladie systémique qui la provoque, le cas échéant, puis, en deuxième lieu, vers la symptomatologie métatarsienne qu'elle occasionne.

Tableau 1. Aperçu des différentes causes de métatarsalgies

Primaire	Secondaire	Autre
Anomalie fonctionnelle 1. Talons hauts 2. Chaussures inappropriées 3. Jambe courte anatomique	Inflammatoire 1. Arthrite rhumatoïde 2. Arthrose 3. Goutte 4. Lupus systémique 5. Spondyloarthropathies séronégatives	Compression nerveuse 1. Névrome de Morton 2. Syndrome du tunnel tarsien
Anomalie structurelle 1. Asymétrie de longueur des métatarses 2. Pied équin 3. Hypermobilité du premier rayon 4. Pied cavus 5. Anomalie de l'arrière-pied 6. Hallux valgus 7. Hallux rigidus 8. Maladie de Freiberg 9. Instabilité métatarsophalangienne 10. Fracture de stress 11. Sésamoïdopathie	Infectieux 1. Lèpre	Vasculaire 1. Claudications intermittentes 2. Maladie de Buerger
	Neurologique 1. Maladie de Charcot-Marie-Tooth 2. Poliomyélite 3. Ataxie de Friedreich 4. Diabète	Radiculopathies

Adapté et traduit de Fadel et Rowley. *Current Orthopaedics*.

La métatarsalgie étant davantage considérée comme un symptôme qu'une maladie en soi, peu de données épidémiologiques concernant cette condition apparaissent dans la littérature. Cependant, le Collège Français d'Enseignement en Rhumatologie (COFER) soutient que des anomalies de surcharge mécanique de l'avant-pied font partie intégrante de la pathogenèse de toute forme de métatarsalgie. L'approche thérapeutique palliative de nature non chirurgicale en cas de métatarsalgie repose sur la correction des facteurs biomécaniques en cause

(Silver et Frontera, 2005). En présence de métatarsalgie primaire, un traitement étiologique s'impose en synergie avec l'approche purement mécanique. Par voie de conséquence, l'approche biomécanique des métatarsalgies occupe une place prépondérante dans le domaine de la podiatrie et de la podologie.

Tous les auteurs s'entendent pour affirmer que la métatarsalgie survient de façon quasi automatique dans l'évolution de la polyarthrite rhumatoïde chronique. Le pied rhumatoïde permet donc de suivre l'évolution du syndrome métatarsalgique. Une majorité d'études sur la métatarsalgie ont donc ciblé cette pathologie (Clark et al., 2006; Hodge et al., 1999; Lelièvre et Lelièvre, 1981; Mejjad et al., 2004; Shi, Tetsuya, Hayashida, Hajime, et Takahiro, 2000; van der Leeden, Steultjen, Dekker, Prins, et Dekker, 2006). Ces études seront détaillées éventuellement dans le mémoire.

Cycle de marche

Un cycle représente la période de temps s'écoulant entre deux pas (figure 1), et il se mesure d'un événement d'un pied au même événement du même pied (Winter, 1987). L'approche classique nous apprend qu'un cycle de marche comprend deux phases : la phase de support, qui se déroule de 0 à 60 % du cycle, et la phase d'oscillation, qui se déroule de 60% à 100% du cycle (pour un sujet marchant à une vitesse de 5 km/h). La phase de support se décompose en trois périodes : l'attaque du talon (0 à 15 %) où le talon touche le sol, l'appui intermédiaire (15 à 40 %) où le genou amorce une flexion, et la poussée (40 à 60 %) où le talon quitte le sol. Pour sa part, la phase d'oscillation ne comprend que deux périodes : l'envol initial (60 à 80 %) où le pied quitte le sol et l'atteinte (80 à

100 %) où le pied arrière rétro-croise et devance l'autre jambe (Allard et Blanchi, 2000).

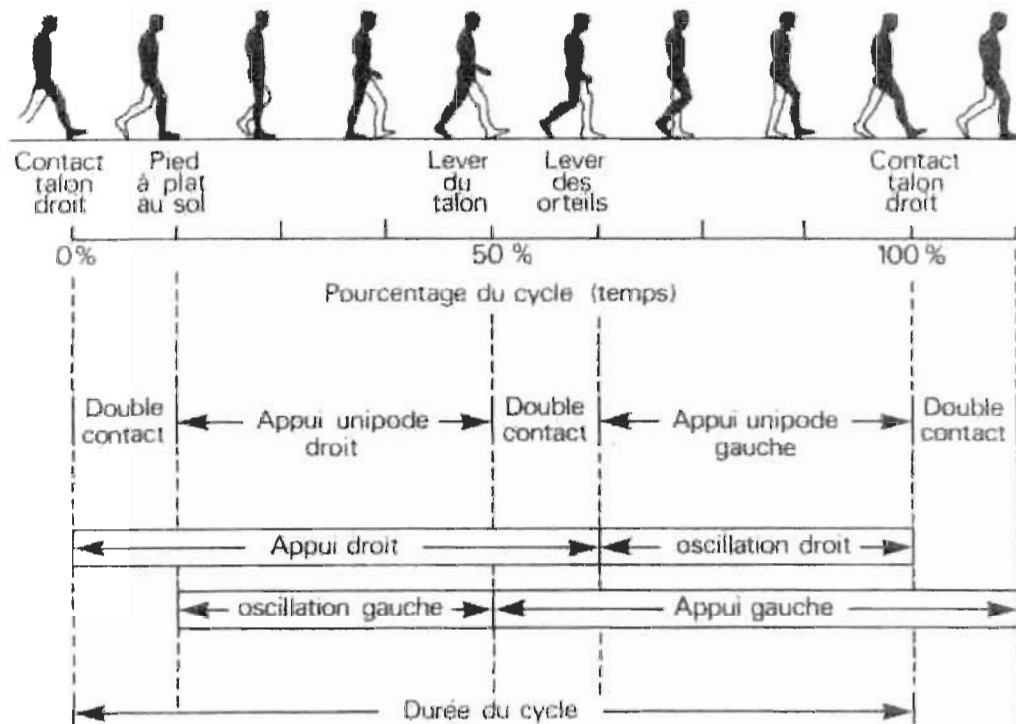


Figure 1 : Tirée de La marche humaine. Kinésiologie dynamique biomécanique et pathomécanique. (Plas F., Viel E. et Blanc Y., 1989). Cycle de marche.

Pendant la phase de support, les forces typiques de réaction au sol chez des sujets sains sont représentées à la figure 2. Sur ces graphiques, le premier sommet correspond à l'attaque du talon tandis que le second représente la propulsion.

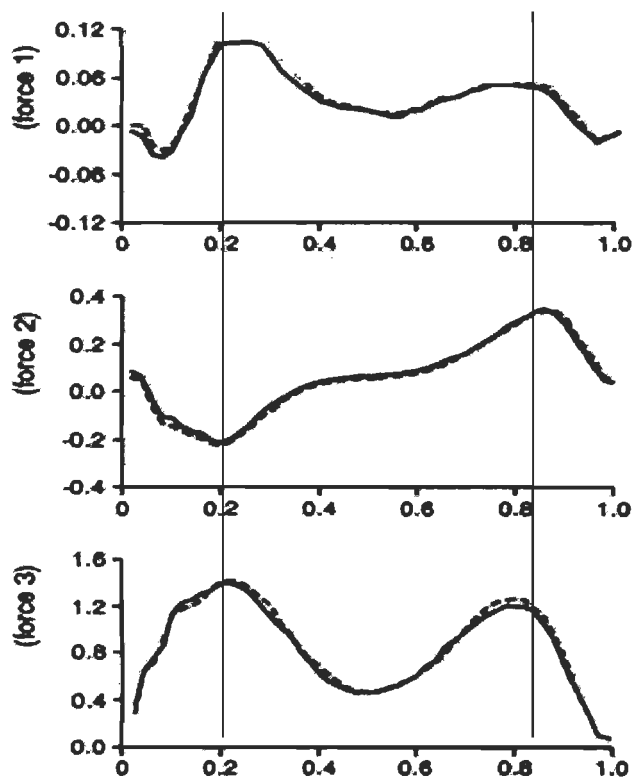


Figure 2. Adaptée de Miller et al. (1996). Courbes typiques des forces de réaction au sol (en Newton) pendant la phase de support de la marche. Force 1 : forces antéro-postérieures. Force 2 : Forces médiolaterales. Force 3 : Forces verticales. En abscisse, les forces sont réparties de 0 à 100 % du cycle de marche.

Du point de vue arthrologique, le déroulement normal du pas nécessite une dynamique harmonieuse à chaque étape de la phase de support ou d'appui. À l'attaque du talon, l'arrière-pied est en éversion et les axes calcanéo-cuboïdien et astragalo-naviculaire sont parallèles (Michaud, 1997). Pendant l'appui intermédiaire, le calcaneum bascule en inversion et les axes calcanéo-cuboïdien et astragalonaviculaire divergent. Ce verrouillage articulaire physiologique assure la rigidité du médiotarse qui servira ensuite de bras de levier à l'avant-pied lors de la poussée. La perturbation de cette dynamique harmonieuse entre l'arrière-pied et l'avant-pied est a priori responsable de contraintes mécaniques anormales au sein

de la région métatarsienne (Michaud, 1997). Cependant, il a été démontré que le port d'une orthèse semi-rigide contrôlant spécifiquement l'arrière-pied n'influencait aucunement la cinétique normale de la marche (Miller, Laskowski, et Suman, 1996). En conséquence, dans le cadre de cette recherche, il n'a pas été nécessaire d'utiliser un modèle d'orthèse plantaire contrôlant le varus de l'arrière-pied, celle-ci portant exclusivement sur la cinétique de l'avant-pied.

Les variations structurelles du pied et de la cheville influencent la magnitude des forces et des pressions sous la voûte plantaire lors du déroulement du pas de marche. L'analyse en régression multiple quantifie le niveau d'influence de chacune de ces variations. Ainsi, le poids corporel détermine la force maximale (F_{max}) au niveau du métatarse médian, moyen et latéral. De plus, la force maximale en regard de la première articulation métatarsophalangienne est associée à l'amplitude de mouvement de cette dernière, alors qu'au niveau de la seconde articulation métatarsophalangienne F_{max} dépend principalement de la vitesse de marche (Menz et Morris, 2006). Le présent projet s'intéresse aux forces à l'avant-pied avec des chaussures munies d'OPA dans des conditions contraignantes de marche. Bien que l'étude de Menz et Morris en 2006 ait été réalisée pieds nus, l'évaluation du poids corporel, le contrôle de la vitesse de marche ainsi que l'évaluation de l'amplitude de mouvement de la première articulation métatarsophalangienne sont importants. Ces indicateurs représentent des potentiels contaminants dans la mesure de la F_{max} au niveau du métatarse et constitueront donc des variables contrôlées dans le présent projet.

Tel que mentionné précédemment, l'étude de la métatarsalgie a été conduite jusqu'à présent dans des conditions de posture quasi-statique ainsi qu'en

marche rectiligne. Certains auteurs classifient la métatarsalgie primaire selon deux grandes classes de facteurs étiopathogéniques : les métatarsalgies statiques et les métatarsalgies dynamiques (Lavigne et Noviel, 1992). Mais la distinction entre métatarsalgie statique et dynamique n'est pas toujours claire, comme en témoigne l'utilisation de l'expression métatarsalgie combinée dans la littérature scientifique. Comme les causes émanent d'interactions multiples, cataloguer la métatarsalgie n'est pas une tâche facile. En effet, lorsque d'origine biomécanique elle s'inscrit davantage comme un syndrome évolutif qu'une entité pathologique à part entière (Goldcher, 2004). Les adjectifs statique et dynamique reflètent assez mal cette réalité clinique dont le signe précurseur est la surcharge statique d'une tête métatarsienne (figure 3).

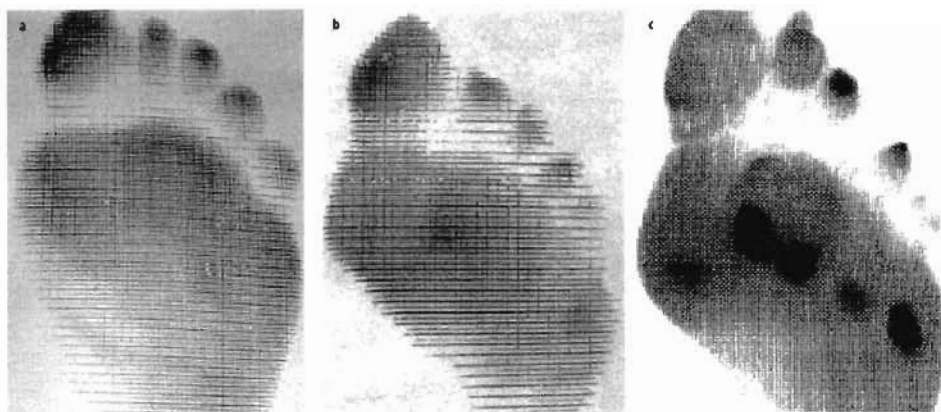


Figure 3. Tirée de Goldcher (2004). Progression d'un syndrome métatarsalgique ou capitométatarsien montré, en statique à l'aide du podographe encre. a) podographie normale, sans surcharge des têtes métatarsiennes. b) syndrome capitométatarsien du deuxième rayon débutant. La surcharge est peu visible, en faveur d'un bon capiton plantaire. c) syndrome avec fonte complète du capiton révélant l'hyper appui des cinq têtes métatarsiennes.

Ce constat hypothético-déductif plaide en faveur d'une modification de la terminologie afin d'insister sur l'existence d'un véritable « syndrome d'hyper appui capitométatarsien » dont la symptomatologie, l'évolution, les complications et le traitement mécanique demeurent comparables, quelle qu'en soit l'étiologie propre. Ainsi, le continuum du syndrome métatarsalgique représente un défi de taille pour lequel les facteurs déclencheurs sont difficiles à cerner. L'examen de la littérature fait état d'une approche bipolaire. Ainsi l'analyse purement statique et la podographie dynamique constituent les plaques tournantes de la recherche en matière de métatarsalgie. L'initiation et l'arrêt de la marche sont des aspects négligés de la locomotion dans le contexte du mécanisme générateur des métatarsalgies. Ces situations contraignantes de la marche représentent une nouvelle facette de la problématique biomécanique que ce projet se propose d'aborder. Aucun article recensé dans la littérature n'aborde la question sous cet angle ou n'intègre les variantes de la marche humaine en regard des théories modernes sur la métatarsalgie (Goldcher, 2004). Ce projet de recherche tente de pallier cette insuffisance et d'ouvrir une perspective de recherche résolument transdisciplinaire dans un domaine qui interpelle à la fois l'orthopédie, la biomécanique, la podiatrie et la rhumatologie. Enfin, le présent projet soulève également l'action anti-nociceptive de l'orthèse plantaire d'accommodation sur le patron de marche de sujets métatarsalgiques.

La démarche antalgique de l'avant-pied pathologique

La douleur à la marche est un phénomène subjectif que l'on retrouve dans la plupart des maladies dégénératives articulaires. Les sujets dont le diagnostic de

polyarthrite rhumatoïde (PAR) est déterminé selon les critères du *American College of Rheumatology* présentent une atteinte des articulations métatarsophalangiennes dans 50 à 90 % des cas (Arnett et al., 1988). Des douleurs à l'avant-pied surviennent dans environ 90% des cas au cours de l'évolution de cette pathologie (Hsi, Kang, et Lee, 2005; Jannick et al., 2006).

Les lésions articulaires, généralement bilatérales et symétriques, débutent dans 70% des cas au niveau des articulations interphalangiennes proximales. La présence successive de signes macroscopiques tels que : orteils en «marteau» ou en «griffe», hallux valgus, quintus varus, subluxation des métatarsiens, hyperkératose, durillons, témoigne de la destruction évolutive de l'avant-pied. Ces difformités occasionnent une proéminence exagérée des têtes métatarsiennes. Conséquemment, ces lésions rhumatismales catalysent les contraintes mécaniques associées au syndrome métatarsalgique chez ces personnes, induisant un handicap sévère apparaissant en moins de dix ans (Arnett et al., 1988). Un patron de marche caractéristique des individus présentant une métatarsalgie secondaire à la PAR porte l'appellation anglo-saxonne '*the rheumatoid shuffle*' (O'Connell et al., 1998). Ainsi, l'avant-pied rhumatoïde perturbe surtout la phase de poussée lors du déroulement du pas. Plus spécifiquement, O'Connell et ses collaborateurs (1998) ont étudié les différences lors du déroulement du pas chez des sujets normaux (NA) et des sujets atteints de métatarsalgies secondaires ou de dysfonctions allant jusqu'à la polyarthrite rhumatoïde (RA). Chacun des sujets adoptait la vitesse qui lui était confortable et les résultats ont été répartis de 0 à 100 % du cycle de marche. Or, chez les sujets métatarsalgiques, l'amplitude de mouvement de la cheville

subissait un retard et une réduction significative de la flexion plantaire (figure 4a) et de l'élévation du talon par rapport au sol (figure 4b) vers la fin de la phase d'appui.

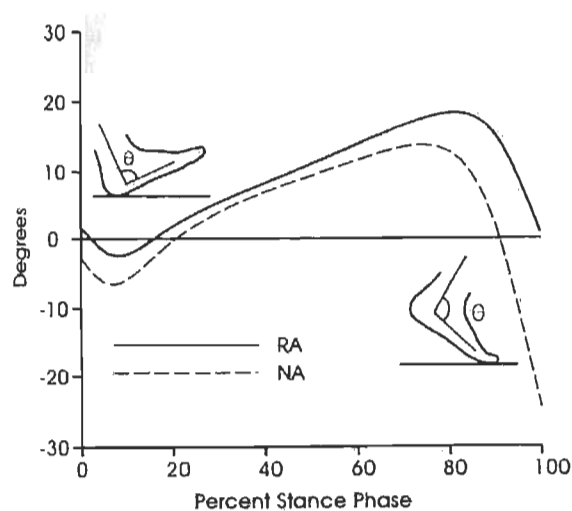


Figure 4a. Tirée de O'Connell & al. (1998). Variation de l'angle de flexion plantaire à la marche

RA = métatarsalgie liée à la polyarthrite rhumatoïde; NA = sujets normaux

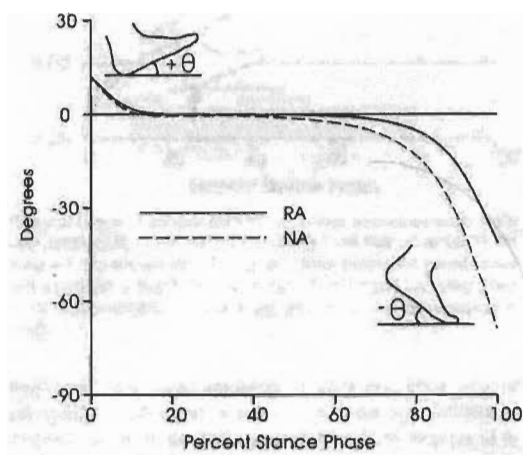


Figure 4b. Tirée de O'Connell & al. (1998). Variation de l'angle d'élévation du talon par rapport au sol

à la marche RA = métatarsalgie liée à la polyarthrite rhumatoïde; NA = sujets normaux

De plus, la démarche des sujets métatarsalgiques adoptait les caractéristiques suivantes : les forces verticales de réaction au sol (figure 3c) étaient réduites au début et à la fin de la phase d'appui.

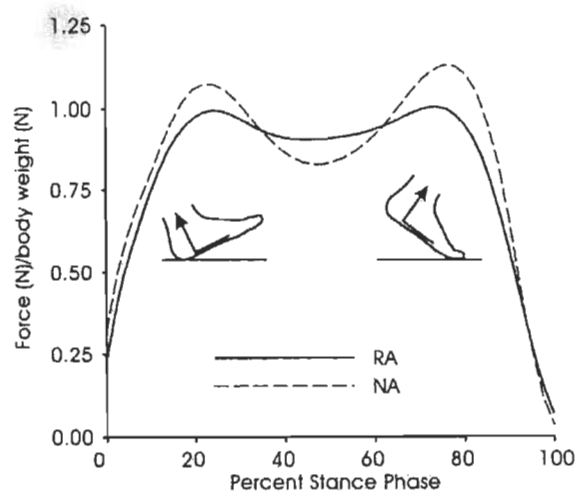


Figure 4c. Tirée de O'Connell & al. (1998). Forces verticales de réaction au sol lors du déroulement du pas chez des sujets normaux (NA) et des sujets atteints de métatarsalgies secondaires à la polyarthrite rhumatoïde (RA).

Les forces médiolatérales s'exerçant le long de l'axe longitudinal du pied (figure 4d) étaient réduites au moment de la poussée des orteils.

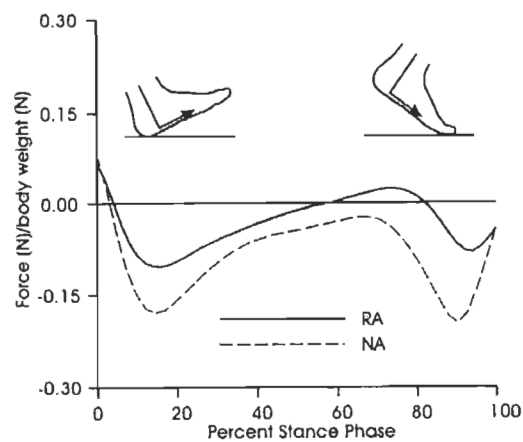


Figure 4d. Tirée de O'Connell & al. (1998). Forces médiolatérales de réaction au sol lors du déroulement du pas, chez des sujets normaux (NA) et des sujets atteints de métatarsalgies secondaires à la polyarthrite rhumatoïde (RA).

Le centre de pression (Cornwall et McPoil) progressait moins rapidement vers l'avant-pied et demeurait plus près de la mortaise au moment de la poussée (figure 4e).

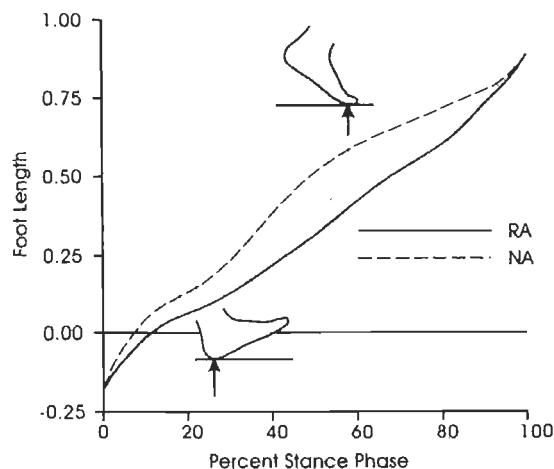


Figure 4e. Tirée de O'Connell & al. (1998). Déplacement antéropostérieur du centre de pression (Cornwall et McPoil) lors du déroulement du pas, chez des sujets normaux (NA) et des sujets atteints de métatarsalgies secondaires à la polyarthrite rhumatoïde (RA). L'ordonnée est normalisée en fonction de la longueur du pied.

Enfin, le moment de force en flexion plantaire était considérablement réduit vers la fin de la phase d'appui.

Fonctionnellement, les sujets métatarsalgiques adoptent une démarche antalgique qui retarde et réduit la mise en charge de l'avant-pied afin de limiter les contraintes mécaniques dans cette région déjà hypothéquée. Ils sont ainsi ralentis par rapport aux sujets normaux. Par ailleurs, les sujets présentant le plus de douleur sont ceux dont la vitesse de marche et la longueur des pas étaient les plus diminuées par rapport aux sujets normaux (O'Connell et al., 1998). Van der Leeden et ses collaborateurs (2006) ont développé un modèle fonctionnel de métatarsalgie à la suite d'une étude corrélant les atteintes radiologiques à l'avant-pied, la pression maximale et l'impulsion en regard des premier et quatrième métatarses, lors de la marche pieds nus. Ces changements pédobarométriques seraient responsables de

la douleur qui, à son tour, augmenterait la durée de la phase d'appui et retarderait la phase de poussée. Ainsi, les changements notés lors de la démarche rhumatoïde dépendent également du niveau de douleur présent lors du déroulement du pas. Une évaluation de la douleur s'imposerait donc dans tout protocole de recherche sérieux portant sur la locomotion de sujets atteints de métatarsalgie.

Orthèse plantaire d'accommodation et métatarsalgie

Concernant l'approche orthétique adaptée aux sujets qui présentent une métatarsalgie, les résultats sont mitigés. Une étude randomisée avec contrôle croisé a comparé les variables spatio-temporelles de la marche telles que la longueur du pas, la longueur d'enjambée, la cadence et la vitesse de marche, avec et sans orthèse munies d'appuis d'avant-pieds (ARC). L'étude a montré que le port quotidien d'orthèses plantaires dans des chaussures conventionnelles pendant un mois réduisait uniquement la composante douleur sans pour autant changer le patron de marche rhumatoïde classique des sujets métatarsalgiques (Mejjad et al., 2004). Ainsi, cette étude a conclu que la correction des appuis d'avant-pieds (avec appuis rétro-capitaux) atténuait la douleur de manière insuffisante pour normaliser la marche. Mejjad et ses collaborateurs (2006) n'ont pas tenu compte des forces de réaction au sol pour juger de l'efficacité des orthèses. D'autres études ont montré l'efficacité des orthèses plantaires pour réduire les pressions à l'avant-pied chez des sujets sains en comparaison avec d'autres sujets atteints de métatarsalgie (Chang et al., 1994; Clark et al., 2006; Hodge et al., 1999; Jackson et al., 2004). En vertu d'un modèle évolutif du syndrome métatarsien que propose Van der Leeden

et ses collaborateurs (2006), en présence de métatarsalgie, il existe également des modifications du patron de marche qui sont indépendantes de la douleur à l'avant-pied. Ces anomalies résultent plutôt des déficiences structurelles à l'avant-pied.

L'appareillage avec orthèse plantaire du pied métatarsalgique corrige les anomalies biomécaniques à l'avant-pied. L'objectif est de retarder l'évolution du syndrome de surcharge métatarsienne (Goldcher, 2004). Ainsi, les podiatres prescrivent des orthèses plantaires pour soulager des douleurs aux pieds et pour normaliser le patron de marche (Poon et Love, 1997). Conséquemment, une multitude d'écoles de pensée ont vu le jour dans le domaine podiatrique, sans compter l'avènement d'une vaste gamme de matériaux de synthèse qui ont littéralement transformé les méthodes traditionnelles de fabrication d'orthèses (Ball et Afheldt, 2002). Dans les cas de métatarsalgie, l'orthèse plantaire agit à deux niveaux : en contrôlant les mouvements de rotation de l'avant-pied et en soulevant le clavier métatarsien à l'aide d'éléments de correction métatarsiens positionnés anatomiquement à l'interligne métatarsophalangienne (Nicolopoulos, Scott, et Giannoudis, 2000). Les éléments de correction métatarsiens sont également appelés appui rétro-capital (ARC), tampons ou coussinets métatarsiens. Ils sont de morphologie, de dimension et de composition variables. La figure 5 représente une barre rétro-capitale dans une orthèse plantaire d'accommodation. Il s'agit de l'élément de correction le plus communément prescrit dans le cadre d'une thérapeutique non chirurgicale du pied et de la cheville (Chang et al., 1994).

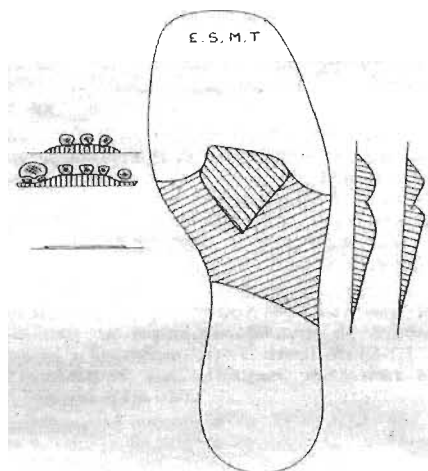


Figure 5. Tirée de Bases biomécaniques de l'équilibration humaine et orthèse podologique. A. Ceccalsi, G.-H. Moreau (1976), Maloine, Paris, p.226. Positionnement anatomique de la barre rétro-capitale.

L'action de l'ARC lors de la marche rectiligne est étudiée en fonction de son positionnement, de sa taille, de sa composition et de sa morphologie. L'ARC réduit la pression maximale et l'impulsion en regard de la seconde tête métatarsienne. Cet effet a été corrélé à la diminution de douleur sur une échelle visuelle analogique ($R^2 = 0,77$) (Imamura et al., 2002). Le positionnement de l'ARC à cinq millimètres derrière les têtes métatarsiennes était optimal pour réduire les pressions en regard de ces dernières (Hsi et al., 2005). Des ARC en Microcell ont réduit de 18 à 28 % les pressions maximales en regard des têtes métatarsiennes, comparativement aux ARC composés d'autres types de caoutchouc (Erdemir et al., 2005). Hodge et ses collaborateurs (1999) ont montré que les quatre types d'orthèses suivants : préfabriquée, moulée sur mesures standard, moulée sur mesures munie d'ARC ovoïde, moulée sur mesures avec barre métatarsienne, réduisaient significativement la pression moyenne en regard des deuxième et troisième têtes

métatarsiennes, chez des patients rhumatoïdes. Enfin, une barre métatarsienne était plus efficace qu'un ARC ovoïde pour réduire la pression de crête chez des sujets rhumatoïdes qui portaient des orthèses préfabriquées (Jackson et al., 2004).

Par ailleurs, les études considérées n'établissaient pas clairement de lien entre les dysfonctions articulaires du pied et la prescription d'un type d'orthèse spécifique pour accommoder la métatarsalgie. Une multitude d'impair méthodologiques concernant le recrutement des sujets ainsi que des distorsions relativement au protocole expérimental limitent la portée des études revues dans le cadre du présent travail (Clark et al., 2006). L'échantillonnage était souvent trop petit ou regroupait uniquement des sujets de même sexe. Seulement trois études ont évalué la puissance statistique associée à leur taille d'échantillon (Budiman-Mak, Conrad, et Roach, 1995; Conrad, Budiman-Mak, Roach, et Hedeker, 1996; Woodburn, Barker, et Helliwell, 2002). Les critères de sélection des sujets rhumatoïdes divergeaient. Cependant, la revue de littérature exhaustive conduite par Clark et ses collaborateurs (2006) recommandait certaines pistes à considérer lors de recherches ultérieures portant sur les orthèses plantaires et la métatarsalgie. Les principaux éléments concluants de cette revue récente ont été les suivants :

- *Prescription d'un modèle d'orthèse spécifique.* Aucun consensus n'est évident au sujet de l'orthèse et des chaussures idéales à recommander aux sujets métatarsalgiques.

- *Forces de réaction au sol et pressions à l'avant-pied.* Les acquis de la recherche sont à l'effet d'une réduction de la force maximale à l'avant-pied pendant la marche.
- *Le positionnement du tampon métatarsien dans l'orthèse* affecte son efficacité mais on ne peut conclure quant à l'efficacité plus grande de la barre métatarsienne ou du tampon de forme ovoïde pour réduire les forces à l'avant-pied qui, on l'a vu, sont maximales pendant la phase d'appui du cycle de marche.
- *Durée et fréquence du port des orthèses plantaires.* Le port à long terme d'orthèses plantaires ralentit potentiellement la progression des déformations telles que l'hallux valgus mais il manque d'études sur le sujet. La durée et la fréquence du port des orthèses sont les facteurs cruciaux pour réduire la douleur et contrecarrer les difformités articulaires. En plus, des gains thérapeutiques significatifs sont atteints au cours des premières six semaines de port quotidien.
- *Douleur, confort et incapacités.* Les études confirment que les orthèses plantaires sont efficaces pour réduire la douleur dans la région métatarsienne, en mode dynamique (Imamura et al., 2002; Mejjad et al., 2004; Poon et Love, 1997). Le type d'orthèses employées et la durée du port des semelles étant très variables, la synthèse des résultats est difficile. Au niveau des métatarsalgies, l'utilisation d'un tampon métatarsien de morphologie ovoïde est plus confortable que l'emploi d'une barre de décharge métatarsienne.

- *Paramètres spatio-temporels de la marche.* La diversité des protocoles expérimentaux ne permet pas de conclure avec certitude quant à l'amélioration des paramètres de marche chez les sujets atteints d'une métatarsalgie portant des orthèses.
- *Chaussures.* Une étude de Jackson, Binning et Potter (2004) a recommandé aux sujets de conserver leurs propres chaussures à talon plat, sans plus. Cependant, la semelle, la hauteur du talon et la profondeur du soulier étaient mentionnées comme étant potentiellement pathogènes pour l'avant-pied des sujets. Il n'y a pas de recommandations consensuelles sur le port des chaussures en recherche sur la métatarsalgie.
- *Considérations cliniques.* Cliniquement, un consensus admet que les orthèses plantaires, en dynamique : 1) réduisent les douleurs à l'avant-pied; 2) réduisent et répartissent les pressions sous la voûte plantaire; 3) améliorent potentiellement la fonctionnalité de la marche, du point de vue biomécanique. Ces conclusions préliminaires revêtent une importance capitale dans l'élaboration d'un protocole de recherche touchant au traitement orthétique de la métatarsalgie. De plus, les conclusions de cette revue exhaustive de la littérature permettent d'identifier certaines variables d'intérêt concernant la métatarsalgie, soit : la douleur, la pression moyenne au métatarse, les forces de crêtes, les caractéristiques de l'orthèse et le type de chaussures.

La recherche en biomécanique fondamentale a établi des définitions et les bases des fondements concernant l'arrêt et l'initiation de la marche. La section suivante met en évidence certains aspects de la recherche qui serviront de balises méthodologiques afin d'adapter les protocoles qui s'intéressent aux conditions contraignantes de la marche aux objectifs de notre étude.

Arrêt du cycle de marche

Par définition, il s'agit de la période de transition entre la démarche rythmique et l'arrêt de la progression du centre de masse (CM) (Jian, Ishac, et Gilchrist, 1993). À priori, l'arrêt s'observe lorsque les deux pieds cessent leur mouvement. Le temps d'arrêt représente l'intervalle entre le moment où la vitesse horizontale du CM diminue de 95% de sa valeur et ce, à vitesse de marche constante de 0.1 m/s (Winter, 1991). La recherche traitant d'arrêt de la marche différencie l'arrêt planifié (AP) de l'arrêt non planifié (ANP). L'arrêt planifié exige du sujet qu'il s'arrête en positionnant ses pieds parallèlement par rapport à un repère prédéterminé. Pour sa part, l'arrêt non planifié représente une interruption subite du cycle de marche, le sujet devant s'arrêter aussitôt que possible, sans égard à un point de repère fixe et sans condition concernant la position terminale des pieds au sol (figure 6). Paradoxalement, l'utilisation prépondérante des protocoles à arrêt planifié dans l'étude des forces de réaction au sol sous le pied ne respecte pas les conditions in situ d'arrêt de la marche (Sparrow et Tirosh, 2005). Un signal d'arrêt, visuel, sonore, ou tactile est requis lors de ces tâches afin d'indiquer au sujet le moment où il doit stopper sa démarche. Il a été montré que le moment, en fraction

du cycle de marche où est présenté le signal, détermine le nombre de pas nécessaires pour compléter l'arrêt (Vanitchatchavan et Jaeger, 1991).

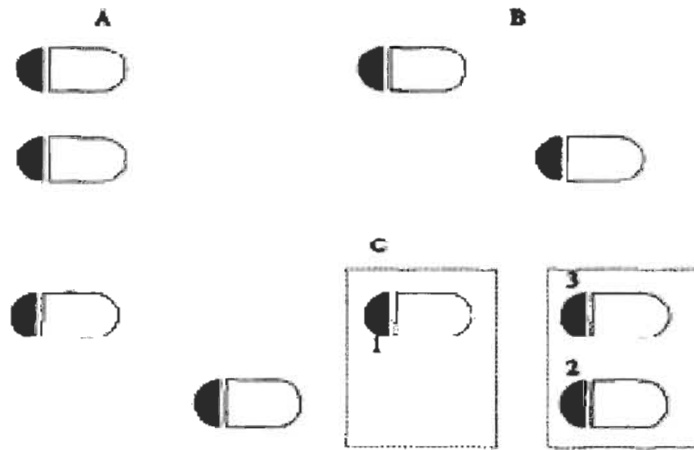


Figure 6. Tirée de Vanitchatchavan et Jaeger, 1992. Position finale des pieds lors d'un A) Arrêt planifié et B) Arrêt non planifié du cycle de marche. C) Séquence des pas 1, 2 et 3 lors d'un arrêt planifié.

Deux mécanismes communs sont sous-jacents à l'arrêt de la marche, qu'il soit planifié ou non. Il y a conjointement réduction des forces de propulsion lors du dernier pas avant l'arrêt, au moment de la poussée du membre alternatif et augmentation des forces de freinage lors de l'attaque du talon du membre d'appui (Vanitchatchavan et Jaeger, 1991). L'objectif ultime est de décélérer la progression du CM vers l'avant jusqu'à l'immobilisation complète. À la marche dans le plan sagittal, le centre de pression se situe devant le CM et la distance CM-CP représente un indicateur de stabilité posturale (Cornwall et McPoil, 1997). Plus cette distance est grande, plus le système postural actif est sollicité. Mécaniquement, l'arrêt de la marche nécessite que la position terminale du CM demeure à l'intérieur de la base de support. Dans le cas contraire, une chute vers l'avant ou encore un pas supplémentaire sont inévitables. Or, la vitesse du CM, la

position des pieds au sol et la distance CM–CP sont les facteurs qui déterminent la capacité à arrêter la marche en toute stabilité (Jian et al., 1993).

L'arrêt du cycle de marche a été conceptualisé en fonction de différents points de vue : la planification, la mécanique newtonienne, la cinématique, la cinétique, le vieillissement, la pathologie (Winter, 1991). Les forces de réaction au sol sont fonction de la position finale des pieds lors d'un arrêt et représentent les mécanismes de freinage propres à la jambe d'appui et à la jambe alternative (figure 7 et figure 8).

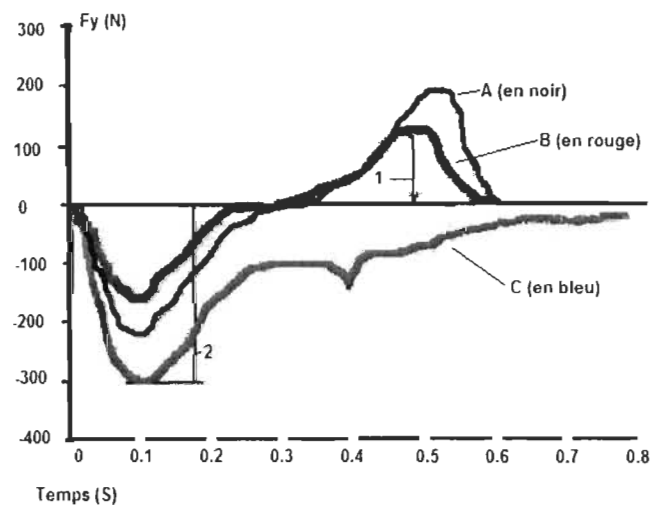


Figure 7. Adaptée de Vanitchatchavan et Jaeger, 1992. Forces antéropostérieures de réaction au sol (F_y). Pendant la marche normale = (A); À l'arrêt planifié, pour la jambe d'appui (le pied en position 1 à la figure 6) = (B). À l'arrêt planifié, pour la jambe alternative (le pied en position 2 à la figure 6) = (C).

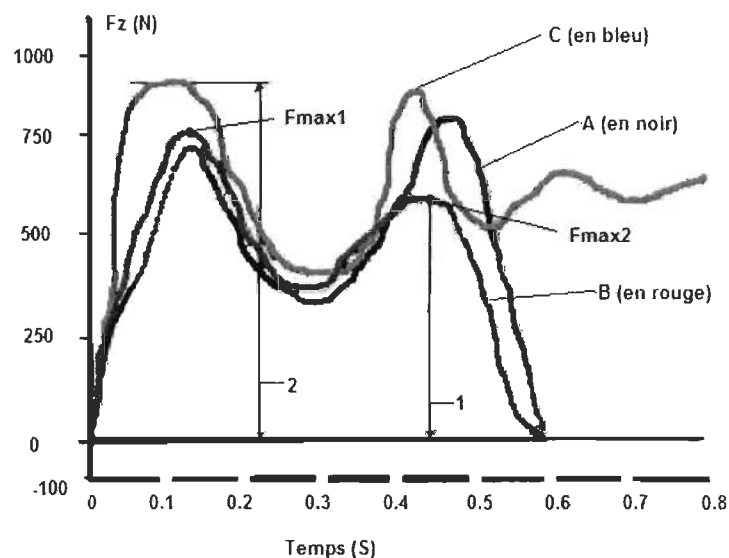


Figure 8. Tirée de Jaeger et Vanitchatchavan, 1992. Forces verticales de réaction au sol (F_z). Pendant la marche normale = (A); À l'arrêt planifié, pour la jambe d'appui (le pied en position 1 à la figure 6) = (B). À l'arrêt planifié, pour la jambe alternative (le pied en position 2 à la figure 6) = (C). $F_{\max 1}$ et $F_{\max 2}$ = Forces de crêtes en F_z pour la jambe d'appui lors d'un arrêt planifié

Or, les forces antéropostérieures et verticales au sein de la jambe alternative (position 2) sont plus importantes que lors de la marche rectiligne ainsi que sur la jambe d'appui (position 1). Les forces de freinage au niveau du membre alternatif sont d'autant plus élevées lorsque le signal d'arrêt apparaît précocement dans le cycle de marche. Ainsi, le signal d'arrêt présenté à plus de 18 % du cycle dans une épreuve d'arrêt nécessite inévitablement un pas supplémentaire pour stopper la progression du CM (Bishop et al., 2004). Ce projet sur la métatarsalgie s'intéresse aux aspects cinétique et cinématique de l'arrêt planifié du cycle de marche. Or, la position des pieds au sol, la présentation du signal d'arrêt, la jambe

effectuant le freinage maximal sont des variables qui seront contrôlées dans notre protocole d'arrêt planifié.

Protocoles expérimentaux de départ, d'arrêt et de marche rectiligne

Une analyse pédobarométrique détaillée de Wearing et de ses collègues a comparé les différents protocoles expérimentaux utilisés dans l'étude de l'initiation et de l'arrêt de la marche. Ces protocoles sont le mi-cycle, le départ en deux pas et l'arrêt en deux pas. Le protocole de mi-cycle a donné des valeurs qui sous-estimaient l'impulsion dans l'ensemble des régions plantaires alors que le protocole d'initiation en deux pas a eu des effets négligeables sur les forces à l'avant-pied, bien qu'il perturbait le déroulement temporel de la marche. Le protocole d'arrêt abrégé respectait le tempo de la marche, mais il minimisait les forces à l'avant-pied. De plus, une moyenne de cinq essais assurait une précision (mesurée par la corrélation intraclasse, ICC) de 0,75 dans toutes les régions de la voûte plantaire (Wearing, Urry, Smeathers, et Battistutta, 1999). Dans le contexte d'études portant sur les métatarsalgies mécaniques, l'adoption de protocoles non abrégés s'impose afin d'obtenir la représentation la plus exacte possible des forces au sol lors des départs et des arrêts du cycle de marche. Avec le protocole de mi-cycle, une moyenne de trois essais suffisait à l'atteinte d'une ICC (intra séance) de 0.75 dans toutes les régions du pied. Cependant, il faut mettre un bémol sur le protocole mi-cycle puisqu'il minimisait les effets de l'impulsion sur la totalité de la voûte plantaire.

Il apparaît difficile d'établir un protocole de laboratoire considérant toutes les interactions *in vivo* qui influencent le cycle de marche. La majorité des études fondamentales portant sur l'arrêt de la marche sont réalisées pieds nus. Le port de

chaussures in situ introduit à lui seul de nouvelles conditions dont le protocole expérimental doit tenir compte afin d'assurer la validité des données.

Perry et ses collaborateurs (2007) ont étudié l'effet des chaussures. Une analyse de variance a comparé trois semelles de rigidité croissante à un contrôle pieds nus, lors d'un arrêt non planifié. Les données étaient réparties uniformément sur un cycle, puis comparées en fonction de deux indicateurs de stabilité posturale: le déplacement du CM par rapport aux limites médiolatérales de la base de support (BS) et la distance CM-CP maximale dans le plan antéropostérieur (Mickelborough, van der Liden, Richards, et Ennos, 2000) (des déplacements du CM et une distance CM-CP importants s'interprètent comme une instabilité posturale à l'arrêt). Proportionnellement à l'augmentation de la rigidité des semelles, plus le déplacement du CM par rapport aux limites médiolatérales de la BS était petit, plus la distance CM-CP_{max} dans le plan antéropostérieur était petite. De plus, les forces verticales de réaction au sol étaient plus élevées avec les semelles molles et très rigides que pieds nus sans orthèse.

Paradoxalement, ces résultats indiquent que le port d'une semelle plus souple perturbe l'équilibre lors d'un arrêt de la marche. Ces conclusions s'expliqueraient du fait que le coussinage des semelles plus molles pourrait réduire les afférences de la voûte plantaire nécessaires à l'accomplissement d'un arrêt stable. L'étude de Perry et al. (2007) revêt une importance capitale en considérant que les orthèses plantaires sont constituées de matériaux de densité différente dont la fonction est d'accroître la stabilité tout en réduisant les foyers d'hyperpression sous le pied. Elle se situe au cœur du débat concernant la densité des matériaux

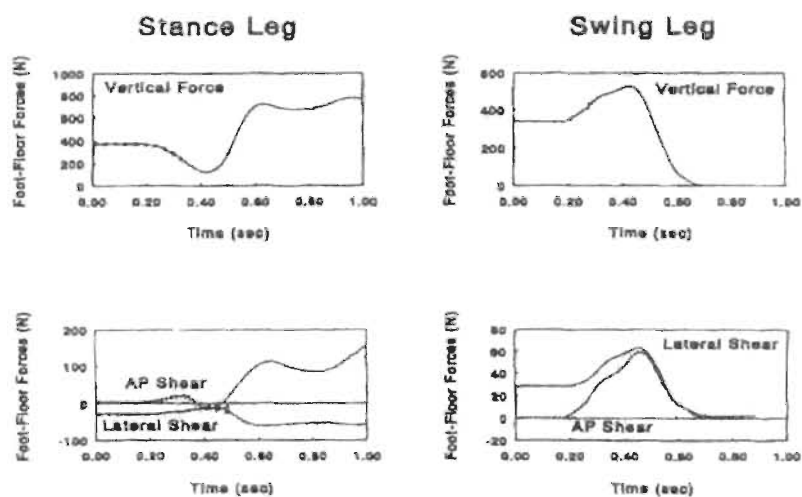
composant les orthèses plantaires et les semelles des chaussures à utiliser chez une population âgée.

En définitive, la sensibilité de la voûte plantaire constituera une variable de contrôle importante à considérer dans notre projet de recherche qui traite des forces au sol à l'arrêt. De plus, l'utilisation de matériaux de densité uniforme composant la semelle des chaussures ainsi que des orthèses plantaires sera à envisager. Enfin, l'utilisation d'orthèses plantaires rigides est préconisée afin de maximiser la stabilité des sujets à l'arrêt et d'assurer l'uniformité du patron des forces de réaction au sol lors des tâches d'arrêts. Ces considérations sont d'autant plus importantes dans le contexte du présent projet qui vise un maximum de stabilité et un maximum de contraintes mécaniques lors de l'arrêt.

Initiation de la marche

L'initiation de la marche représente une série de modulations posturales visant le déplacement du centre de masse vers l'avant et, conséquemment, l'accomplissement d'un pas vers l'avant. La vitesse de marche constante est donc atteinte en un pas. Cependant, l'initiation de la marche n'est pas toujours réalisée à vitesse maximale. Crena et Frigo (1991) ont démontré que la transition entre la position statique et la marche stéréotypée était plus évidente à haute vitesse. Dans les activités quotidiennes, la marche stéréotypée fait généralement suite au départ du sujet (Elble et al., 1994). À l'image de l'arrêt de la marche, son initiation met à contribution un membre alternatif et un membre d'appui. Suivant le signal de départ, le pied alternatif est le premier à quitter le sol tandis que le pied d'appui reste au sol et assure la propulsion. Pendant la phase de préparation, le sujet est

encore en appui bipodal. Il déplace son centre de gravité vers le pied alternatif, puis vers le pied d'appui. Au tout premier moment de l'initiation du pas, les pieds ne propulsent donc pas le corps pour initier la marche, mais c'est le corps qui chute en avant alors que les pieds sont encore stables au sol. (Plas, Viel, et Blanc, 1989). Ainsi, la cinématique de l'initiation de la marche est fragmentée en une série d'événements : talon du pied alternatif quittant le sol (AL TQ), orteils du pied alternatif quittant le sol (AL OQ), pendant l'oscillation le talon du pied d'appui quitte le sol (AP TQ), attaque du talon du pied alternatif (AL AT). Presque simultanément à ce dernier événement, les orteils du pied d'appui quittent le sol (AP OQ), (Mickelborough et al., 2000). Au niveau cinématique, le premier mouvement est une flexion dorsale du tibia sur le pied (Plas et al., 1989). La variation des forces de réaction au sol lors d'un départ dessinent des courbes relativement constantes, comme lors de la marche rectiligne ou d'un arrêt planifié (figure 9).



Figures 9. Adapté de Elble et al. (1994). Forces de réaction au sol lors de l'initiation de la marche, pour la jambe d'appui (stance leg) et la jambe alternative (swing leg). Les forces verticales sont en haut et les forces médiolatérales et antéropostérieures sont en bas de la figure

La caractéristique particulière du départ est qu'il implique une diminution des forces de cisaillement au sein de la jambe d'appui et le phénomène inverse se produit au sein de la jambe alternative (Elble et al., 1994). Les forces verticales subissent une augmentation marquée au niveau des deux jambes. Plus précisément, la cinétique de l'initiation du pas au sein de la jambe d'appui est représentée à la figure 10.

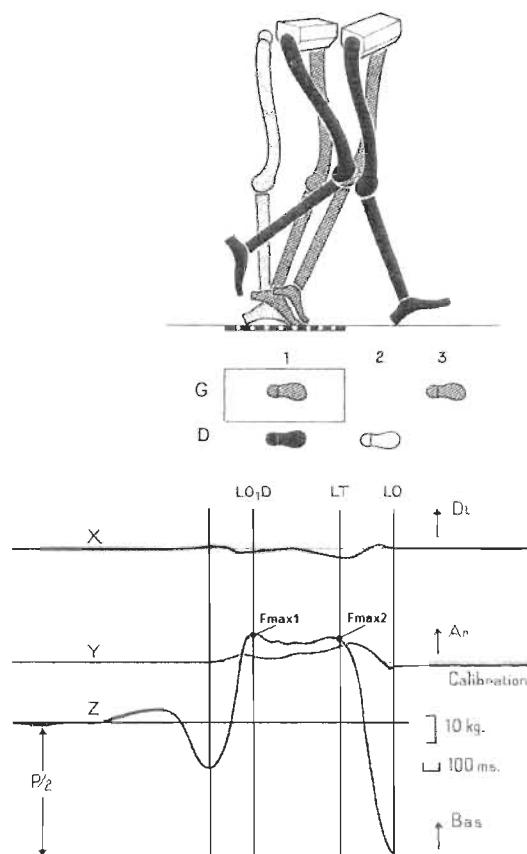


Figure 10. Tirée de La marche humaine, Plas F, Viel E, Blanc Y, Masson, p. 126. F_x , F_y et F_z de pied d'appui (gauche) lors de l'initiation de la marche. P = poids corporel; LO1D = Levé des orteils pied D; LT = Levé du talon pied G; LO = Levé des orteils pied G. F_{max1} et 2 = forces de crête en F_z .

Sous le pied posé sur la plate-forme de force 1, le métatarse subit des contraintes maximales dans les trois plans, principalement entre le moment de la levée du talon (LT) et la levée des orteils (Plas et al., 1989).

Dans l'étude de la cinétique de l'initiation de la marche, la position initiale des pieds influence les forces de réaction au sol. En effet, plus les hanches sont en rotation externe, plus le bras de levier de l'axe talocrural est grand et plus les forces de réaction au sol sont élevées. Ainsi, la charge imposée aux articulations métatarsophalangiennes est plus importante (Erdemir et Piazza, 2002). En conséquence, la rotation externe des membres inférieurs sera donc contrôlée dans la présente étude.

L'étude de l'initiation de la marche n'a jamais été réalisée avec le concours de sujets métatarsalgiques. L'influence de l'antalgie lors du départ sur le comportement des forces au sol de même que l'effet d'une orthèse plantaire d'accommodation sur la cinétique de celui-ci constituent une perspective de recherche importante, compte tenu du fait que les sujets qui portent des orthèses effectuent inévitablement un nombre considérable d'arrêts et de départs dans une même journée.

Problématique

Responsable de 90% des atteintes de l'avant-pied, la métatarsalgie est l'atteinte podiatrique la plus fréquente chez la femme d'âge moyen (Fadel et Rowley, 2002). En phase aiguë, la métatarsalgie est même responsable d'une

démarche antalgique caractéristique (O'Connell et al., 1998). L'analyse podographique permet le dépistage de la métatarsalgie à son stade pré-clinique. Cependant, lorsqu'elle est secondaire à la polyarthrite rhumatoïde, elle évolue lentement vers un syndrome chronique où chaque stade comporte des empreintes podographiques caractéristiques, en statique et en dynamique (Lavigne et Noviel, 1993). Les orthèses plantaires d'accommodation dotées d'appui rétro-capital (Ceccaldi et Moreau, 1976) font partie des moyens thérapeutiques des métatarsalgies mécaniques (Fadel et Rowley, 2002). En général, l'objectif de ce dispositif est de modifier la répartition des forces à l'avant-pied lors du déroulement du pas (Udin et al., 2000). Les études pédobarométriques démontrent l'efficacité de l'appui rétro-capital chez des sujets sains (Burgess, Jordan, et Bartlett, 1997; Chang et al., 1994; Hayda et al., 1994); des sujets atteints de métatarsalgies primaires (Postema et al., 1998) et des sujets qui présentent une métatarsalgie liée à la polyarthrite rhumatoïde (Clark et al., 2006; Hodge et al., 1999; Hsi et al., 2005; Jackson et al., 2004). Par contre, l'ensemble des études traitant de ce sujet ont été réalisées dans des conditions de marche normale, à parcours rectiligne. Or, freinages et départs sont extrêmement fréquents dans les activités quotidiennes (Glaister et al., 2007). À notre connaissance, aucune étude traitant de l'accommodation des métatarsalgies avec OPA n'a analysé le comportement des forces au sol dans ces conditions contraignantes de la marche.

Depuis le début des années 80, la recherche portant sur l'arrêt de la marche a enrichi la compréhension du phénomène dans une optique à la fois cinétique (Bishop, Brunt, Pathare, et Patel, 2002; Bishop et al., 2004; Crenna et al., 2001; Vanitchatchavan et Jaeger, 1992), cinématique (Bishop et al., 2004; Crenna et al.,

2001; Hase et Stein, 1998), électromyographique (Bishop, Brunt, Kukulka, Tillman, et Pathare, 2003; Bishop et al., 2006; Hase et Stein, 1998), probabiliste (Tirosh et Sparrow, 2004) et même gériatologique (Tirosh et Sparrow, 2005). La littérature documente dans une optique similaire les phénomènes d'initiation de la marche (Elble et al., 1994).

Plusieurs protocoles standardisés ont été développés pour faciliter l'étude d'aspects particuliers de la marche (Wearing et al., 1999). Cependant, ces études sont réalisées pieds nus. Lors d'un arrêt planifié, les forces verticales et antéropostérieures de réaction au sol varient au sein du membre dominant (Bishop et al., 2006). Enfin, la cinétique d'un départ implique également une fluctuation importante des forces verticales et antéropostérieures sous le pied d'appui (Elble et al., 1994). Tout porte à croire que c'est dans ces conditions contraignantes de la marche que le jeu des forces sous le pied varie de manière prépondérante. L'exacerbation des métatarsalgies mécaniques s'opère sans doute en pareils cas.

Le but de ce projet est d'étudier l'effet d'un ARC (de type barre métatarsienne) incorporé à une orthèse plantaire dans des conditions les plus réalistes possibles relativement au départ et à l'arrêt de la marche. Les sujets conserveront leurs chaussures pour reproduire autant que possible les conditions in vivo. L'objectif est d'étudier la cinétique et la cinématique lors de départs et d'arrêts chez des sujets métatarsalgiques portant des orthèses plantaires dotées d'appui rétro-capital. L'effet antalgique de l'ARC et ses répercussions sur le patron moteur sont également au cœur de ce projet. Au final, nous cherchons à montrer l'efficacité de ce dispositif orthopédique dans un contexte plus représentatif du processus de la locomotion.

Hypothèses

L'hypothèse principale de recherche est que l'ARC dans une OPA réduit les facteurs générateurs de métatarsalgie lors de l'initiation et de l'arrêt planifié de la marche. L'hypothèse s'applique aux deux sous-conditions d'arrêt planifié, soit à vitesse normale et à vitesse rapide.

Les hypothèses secondaires sont :

- une diminution de la douleur basale mesurée avec le score QVAS,
- une réduction de l'intensité de la douleur mesurée à l'EVA ;

avec le port de l'orthèse dotée d'ARC, dans les trois conditions contraignantes de la marche assujetties à l'étude.

Le phénomène devrait se refléter sur différents indicateurs biomécaniques :

– Cinétique

- Augmentation des forces de crête (en F_y et F_z), lors des conditions contraignantes de la marche à l'étude. L'avant-pied sera en mesure de supporter davantage de contraintes mécaniques.
- Augmentation du taux de chargement et diminution du taux de déchargement en (F_z), lors des conditions contraignantes de la marche à l'étude. La mise en charge vers le métatarse et sa décharge permettront une sollicitation prolongée de l'avant-pied.
- Augmentation de l'impulsion antéropostérieure (FTI_y) pendant la phase de propulsion, lors de l'initiation de la marche. On présume que l'avant-pied

sera en mesure de supporter davantage de contraintes mécaniques, favorisant ainsi la poussée.

- Augmentation de l'impulsion verticale totale (FTI_z), lors des conditions contraignantes de la marche. Encore une fois, on suppose que le pied sera en mesure de supporter davantage de contraintes mécaniques verticales.

– Cinématique

- Augmentation de l'angle absolu de la cheville (segment 1 : tête fibulaire — malléole latérale et segment 2 : malléole latérale — 5^e métatarsien) au moment de la force de crête ($F_{z_{max2}}$) lors de la phase de propulsion, pendant l'initiation de la marche. L'antalgie ARC dépendante permettra une chute du corps plus importante vers l'avant au moment du départ.
- Diminution de l'angle absolu de la cheville (segment 1 : tête fibulaire — malléole latérale et segment 2 : malléole latérale — 5^e métatarsien) au moment de la force de crête ($F_{y_{max}}$) lors l'arrêt planifié de la marche. Cette hypothèse s'applique autant pour les arrêts à vitesse confortable que rapide. Un patron moteur qui maximisera la mise en charge de l'avant-pied, au paroxysme de la genèse des forces de freinage.

– Douleur

- Diminution de l'intensité de la douleur sur l'EVA avec l'usage de l'ARC. C'est sur la base de l'antalgie mécanique que sont fondées les hypothèses de recherche.
- Diminution de l'intensité de la douleur avec l'ARC par rapport à la douleur de base que reflète le score QVAS. On cherche à démontrer que le port

instantané de l'ARC agira favorablement sur la douleur de base présente depuis le début de la condition.

Méthodologie

Sujets

Par l'entremise de la clinique universitaire de podiatrie de l'UQTR, quinze sujets adultes, en bonne santé, atteints de métatarsalgie plantaire persistante ont été recrutés pour réaliser cette étude. Un examen physique conduit par un podiatre d'expérience a été effectué sur chacun des candidats afin d'établir un diagnostic de métatarsalgie. Lors de l'ouverture du dossier, les sujets ont signé le formulaire de consentement éclairé en tous points conforme aux exigences du comité d'éthique de la recherche avec les êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières.

Critères d'inclusion

Étaient admissibles à titre de sujets d'étude aux fins de cette recherche des individus de sexe masculin ou féminin, de plus de 18 ans et présentant une métatarsalgie plantaire persistante depuis au moins 30 jours (Gorter et al., 2000; Mejjad et al., 2004). La métatarsalgie devait constituer le principal motif de consultation en podiatrie pour ces sujets. Elle était soit de nature statique, dynamique ou combinée, sans considération étiologique particulière, afin d'obtenir un échantillon qui soit représentatif de la population adulte.

Critères d'exclusion

Les personnes atteintes de maladies concomitantes telles que le diabète, la maladie de Buerger, les pieds neuropathiques et les maladies neurodégénératives étaient exclues, celles ayant subi des interventions chirurgicales aux pieds, des fractures ou des traumatismes importants l'étaient également. De surcroît, les individus qui démontraient une boiterie antalgique suite à des problèmes de genou, de hanche ou de la charnière lombo-sacrée ne pouvaient participer à cette étude, de même que ceux utilisant une canne, une marchette ou quelque forme d'aide à la locomotion. Des critères d'exclusion sur la base des normes cliniques suivantes ont été vérifiés chez tous nos sujets (Postema et al., 1998):

- amplitude de mouvement de la cheville en dorsiflexion (le genou en extension) de moins de 10 degrés;
- amplitude de mouvement de la cheville en plantiflexion de moins de 30 degrés ;
- amplitude de mouvement de la première tête métatarsienne de moins 8mm;
- amplitude de mouvement en extension de l'hallux en charge de moins de 45 degrés.

Les personnes présentant un ou plusieurs des quatre critères précités ont été exclues, étant donné le fait que ces paramètres étaient susceptibles d'altérer le jeu des forces au niveau du métatarse.

De plus, les individus présentant une douleur extrême ou une insensibilité sous la plante du pied, des difformités ou des dysplasies osseuses grossières ont été également exclus. Le tableau suivant affiche les caractéristiques des sujets qui ont été retenus à titre de participants dans le cadre de cette étude.

Tableau 2 : Caractéristiques des sujets expérimentaux

Sujet	Poids (lb)	Âge	Sexe	Pied Méta
1	196	59	H	D
2	153	23	F	D
3	195	56	H	D
4	127	46	F	G
5	175	47	H	D
6	195	64	H	D
7	175	23	H	G
8	150	61	F	D
9	120	49	F	D
10	116	24	F	D
11	130	28	F	G
12	137	73	F	D
13	183	43	H	D
14	130	40	F	G
15	195	34	H	G

H = homme, F = femme, D = pied droit, G = pied gauche

Procédures

Les sujets ont réalisé à 18 reprises (trois essais × six conditions) un protocole de mi-cycle modifié, en marchant à une vitesse confortable le long d'une allée de huit mètres (Wearing et al., 1999). Lors de l'initiation de la marche, les pieds du sujet étaient placés de part et d'autre de la plateforme de force, le pied métatarsalgique reposait sur la plaque. Lors des arrêts planifiés, le sujet était sommé de s'arrêter sur la plateforme de force qui était démasquée. La plate-forme agissait ainsi comme repère visuel pour prescrire l'arrêt. Le freinage s'effectuait avec le pied métatarsalgique (membre d'appui), qui contactait d'abord la plaque, puis le membre oscillant venait se placer parallèlement à son homologue qui était déjà immobilisé. Une fois l'arrêt complété, le pied douloureux était sur la plateforme et l'autre pied sur le sol, de sorte que le sujet se retrouvait à cheval sur la plateforme de force (figure 11). Une période de familiarisation de quatre séquences

pour accoutumer les sujets aux procédures expérimentales a été instaurée avant chacune des conditions à l'étude : initiation, arrêt à vitesse confortable et arrêt à vitesse rapide. Ces essais de familiarisation permettaient aux sujets de localiser le point de départ à partir duquel il fallait initier l'arrêt. De plus, ces quatre essais ont permis de contrôler et d'uniformiser la vitesse de marche. La durée entre le déclenchement de l'acquisition et l'arrêt d'un même sujet sur la plate-forme devait être approximativement la même, à une demi-seconde près, afin que les sujets adoptent une vitesse de marche quasi constante entre les essais. Les essais de familiarisation permettaient également de contrôler la rotation externe des membres inférieurs lors de l'initiation de la marche.

Plus précisément, lors des conditions d'arrêts planifiés, le point de départ des sujets était ajusté de manière à ce que la jambe d'appui touche, au quatrième pas, la plateforme de force située au centre de l'allée de marche. Les séquences où les sujets nécessitent un pas supplémentaire pour s'arrêter ont été systématiquement rejetées de manière à ne considérer que les arrêts non planifiés s'effectuant en un pas. Les essais où le pied transgressait les limites de la plateforme de même que ceux où le pied du sujet avait un positionnement atypique sur celle-ci ont été exclus.

L'étude de l'initiation de la marche s'effectuait dans des conditions normées. Les sujets devaient être en position quasi-statique, le pied métatarsalgique était déposé sur la plateforme de force tandis que son homologue reposait sur le sol (voir figure 11). La rotation externe des pieds a été contrôlée à 15 degrés pour éviter qu'elle n'influence l'amplitude des forces de réaction au sol (Erdemir et Piazza, 2002). Dans cette évaluation cinétique du départ, seul le pied

métatarsalgique était considéré, sans égard au membre d'appui ou alternatif. Ce protocole a permis notamment d'étudier davantage la phase de poussée lors de l'initiation de la marche (Mickelborough et al., 2000). Un signal sonore commandait l'initiation de la marche puisque l'initiation auto-commandée a été réputée perturber le phénomène à l'étude en modifiant la cinétique et la cinématique du départ (Delval et al., 2005).

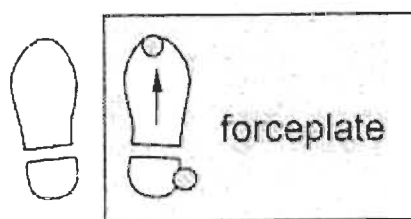


Figure 11. Tirée de Mickelborough et al., (2000). Position des pieds par rapport à la plateforme de force lors de l'étude de l'initiation de la marche. Dans la condition d'arrêt planifié de la marche, les pieds du sujet adoptent une position similaire.

Orthèses plantaires

Chaque sujet a été appareillé d'une orthèse plantaire préfabriquée (Hodge et al., 1999; Jackson et al., 2004) de pleine longueur (modèle Vasyli International). Cette orthèse était semi-rigide afin de minimiser une mise en charge précoce de l'avant-pied (Cornwall et McPoil, 1997). De plus, la rigidité de sa coquille conférait à l'orthèse une stabilité accrue qui atténuait les oscillations du CM lors de l'arrêt de la marche (Perry, Radtke, et Goodwin, 2007). Une barre métatarsienne préfabriquée (modèle ERP6353, Groupe ERP, Laval) en Microcell puff (Erdemir et al., 2005) de neuf millimètres d'épaisseur a été incorporée à l'orthèse. L'empreinte de la parabole métatarsienne permettait de positionner de manière optimale la barre métatarsienne à cinq millimètres derrière les têtes métatarsiennes (Hsi et al., 2005).

Le revêtement de l'orthèse était en coton. Les sujets portaient également des chaussettes modèle sport en coton afin de maintenir un degré de friction élevé à l'interface chaussette – orthèse (Perry, Tscirhart, Aqui, et Tuer, 2007).

Une période d'accoutumance de cinq minutes a été prévue dans le cadre de la période de familiarisation pré-expérimentale avant chacune des conditions (Hodge et al., 1999).

Chaussures

Les chaussures devaient être portées pendant une durée minimale de 40 heures au cours de la semaine précédant l'acquisition des données de manière à en normaliser l'usage (Cornwall et McPoil, 1997). Les sujets ont conservé leurs propres souliers de course de type espadrilles, puisque cette catégorie de chaussures a montré une réduction de 36 % des charges à l'avant-pied lors de la marche rectiligne (Hennessy, Burns, et Penkala, 2007).

Conditions

Il n'y avait qu'un seul et même groupe de sujets, présentant tous une métatarsalgie. Cette étude comportait trois conditions : arrêt planifié à vitesse normale (APn), arrêt planifié à vitesse rapide (APr) et départ (D) (tableau 3). Les conditions ont été effectuées avec ARC versus sans ARC, selon un protocole à mesures répétées avec trois essais valides. Les sujets ont effectué autant d'essais que nécessaire pour produire trois bons essais par condition. Les essais de familiarisation pré-expérimentaux ont permis de réduire à cinq, dans le pire des cas, le nombre d'essais requis pour en retenir trois valides. Cette procédure a donc

permis de limiter la majoration de l'erreur type de mesure afin d'éviter une corruption des données expérimentales (Laurencelle, 2005).

Tableau 3. Plan expérimental

Orthèse → —— Conditions↓	avec barre métatarsienne (ARC)	sans barre métatarsienne (sans)
Arrêt planifié normal (APn)	APn – ARC	APn – sans
Arrêt planifié rapide (APr)	APr – ARC	APr – sans
Départ (D)	D – ARC	D – sans

ARC = appui rétro-capital ; Sans = sans ARC, APn = arrêt planifié à vitesse normale ; APr = Arrêt planifié à vitesse rapide ; D = départ ou initiation de la marche.

Mesures

Plateforme de force

Une plateforme rectangulaire (org-6, AMTI, USA) de 20 po X 18 ¼ po encastrée au centre d'une allée de marche de dix mètres a enregistré les forces de réaction au sol (F_x , F_y , F_z) ainsi que les moments de ces forces (M_x , M_y , M_z). Le référentiel de la plateforme de force était le suivant :

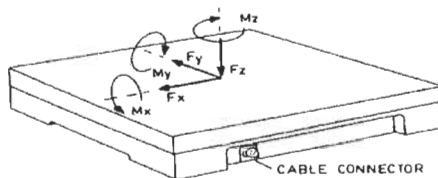


Figure 12: Schéma représentatif de la plaque dynamométrique AMTI (tiré du site web de AMTI).

Lorsque la métatarsalgie se situait à droite, les sujets marchaient dans le même sens que Fy+ et vice versa pour une métatarsalgie localisée à gauche. La fréquence d'échantillonnage était de 100 Hz. Le signal a été amplifié puis numérisé. L'interface Labview commandait le déclenchement des acquisitions et assurait le synchronisme entre les deux systèmes d'acquisitions.

Certus Optotrak

Le système d'analyse de mouvement Optotrak Certus (Northern Digital inc., Waterloo, Ontario) a été utilisé pour déterminer les angles segmentaires du membre inférieur. Des diodes actives étaient disposées au niveau des repères anatomiques suivants : calcanéums, malléole latérale, processus styloïde du cinquième métatarsien et tête fibulaire. Les diodes ont été collées sur la chaussure en regard des repères anatomiques classiques. Toutes les diodes étaient disposées dans un même plan sagittal passant par le côté externe du membre inférieur évalué. Ainsi, les diodes étaient visibles en tout temps pendant la déambulation du sujet. Un cube en bois a été fixé derrière le talon de la chaussure pour accueillir la diode calcanéenne afin qu'elle soit elle aussi face aux caméras. La fréquence d'échantillonnage était de 100 Hz et le système Optotrak était synchronisé avec la plateforme de force. Deux caméras ont été utilisées. Celles-ci étaient positionnées à 30 degrés par rapport à la plateforme et les lentilles étaient dirigées vers celle-ci grâce à un pointeur laser. L'Optotrak a été calibré de manière à ce qu'il possède un alignement d'axes concordant avec ceux de la plateforme de force.

Variables et plan expérimental

Le design expérimental a suivi un plan $A_R \times B_R$ où A représente l'orthèse plantaire, « avec » ou « sans » ARC, B symbolise chaque condition de marche (départ, arrêt planifié normal, arrêt planifié rapide) et R signifie protocole à mesures répétées. Le plan s'appliquait tour à tour à chacune des variables mesurées i.e., (impulsion, forces de crête, taux de chargement, taux de déchargement, angle segmentaire absolu de la cheville, EAV d'intensité de la douleur). Toutes les mesures ont été prises sur tous les sujets. Le plan a été partiellement contrebalancé de la manière suivante :

Tableau 4. Plan expérimental contrebalancé

Sujet	Avec ARC	Sans ARC
1	123	231
2	213	312
3	312	132
4	132	321
5	231	123
6	321	213
7	312	132
8	123	231
9	213	312
	Sans ARC	Avec ARC
10	123	321
11	213	213
12	321	321
13	312	231
14	231	312
15	123	123

NB. Les sujets sont subdivisés en deux groupes.

1 : Départ

2 : Arrêt normal

3 : Arrêt rapide.

Notons que le plan n'a pu être parfaitement équilibré, en raison surtout des contraintes du dispositif expérimental.

Les variables dépendantes étaient les données cinétiques, cinématiques et d'intensité de la douleur (EAV). Les variables contrôlées étaient : le groupe d'âge des sujets, les critères d'inclusion / exclusion, la vitesse de marche, la rotation externe des pieds lors des départs, la position de l'ARC dans l'orthèse. La variable indépendante était l'ARC retenu dans cette étude, soit : une barre métatarsienne préfabriquée, de morphologie standard, mesurant neuf millimètres d'épaisseur. Le format de cette dernière (petit, moyen ou grand) a été sélectionné en fonction des mensurations de l'avant-pied des sujets afin d'épouser le contact avec les cinq têtes métatarsiennes. La barre la plus épaisse, soit neuf millimètres, était préférée afin d'obtenir l'effet biomécanique le plus important.

Traitement des données

Les données cinétiques et cinématiques ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 4. Les courbes cinétiques et cinématiques ont été analysées grâce au logiciel Analyse (interface Matlab). Les données cinétiques ont été uniformisées dans le temps, c'est-à-dire qu'elles ont été étalées de 0 à 100 % du cycle d'arrêt ou d'initiation de la marche. Les points marqués à des fins de comparaison statistique étaient les suivants : $F_{y_{max}}$, $F_{z_{max1}}$ et $F_{z_{max2}}$. Les maxima en F_z représentent respectivement les deux sommets de la courbe des forces de réaction au sol (figures 8 et 10). Les données retenues pour analyse statistique étaient :

- l'angle des segments fibula / malléole externe – malléole externe / 5^e métatarse, lors de $F_{z_{max2}}$ pour les départs et lors de $F_{y_{max}}$ pour les arrêts ;

- pour les conditions d'arrêt, la pente en Fz entre 0 % du cycle et $F_{z_{\max 1}}$ (taux de chargement) ;
- pour les conditions d'arrêt, la pente en Fz entre $F_{z_{\max 2}}$ et 100 % du cycle (taux de déchargement) ;
- pour les conditions de départ, la pente en Fz entre 0 % du cycle et $F_{z_{\max 1}}$ (taux de chargement) ;
- pour les conditions de départ, la pente en Fz entre $F_{z_{\max 2}}$ et 100 % du cycle (taux de déchargement);
- l'impulsion en Fz (intégrale force – temps) de 0 à 100 % du cycle ;
- l'impulsion en Fy (intégrale force – temps) au (lieu d'intégrale force – temps) lors de la phase de poussée, soit de l'allègement (en Fz) à 100% du cycle.

Les figures 13 et 14 illustrent des courbes types pour les variables à l'étude, pour un seul sujet.

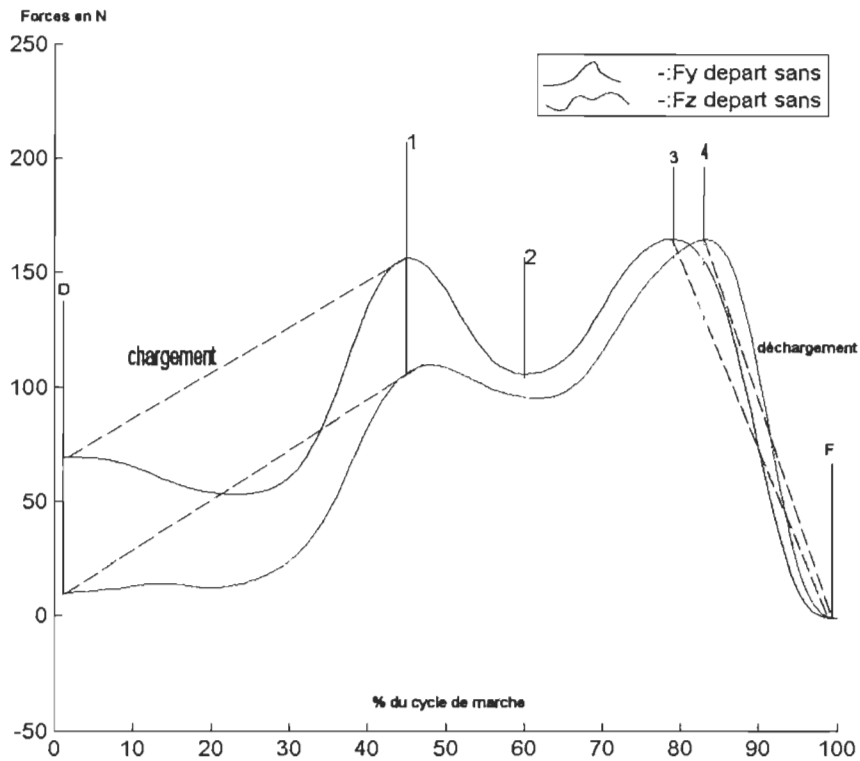


Figure 13. Superposition des courbes normalisées en F_y et F_z , pour un départ. Courbes F_y (en bas) et F_z (en haut) représentant l'initiation de la marche « sans » ARC pour un seul sujet. D = début, 1 = $F_{z_{max1}}$, 2 = allègement, 3 = $F_{z_{max2}}$, 4 = $F_{y_{max}}$, F = fin, — — — = taux de chargement / déchargement.

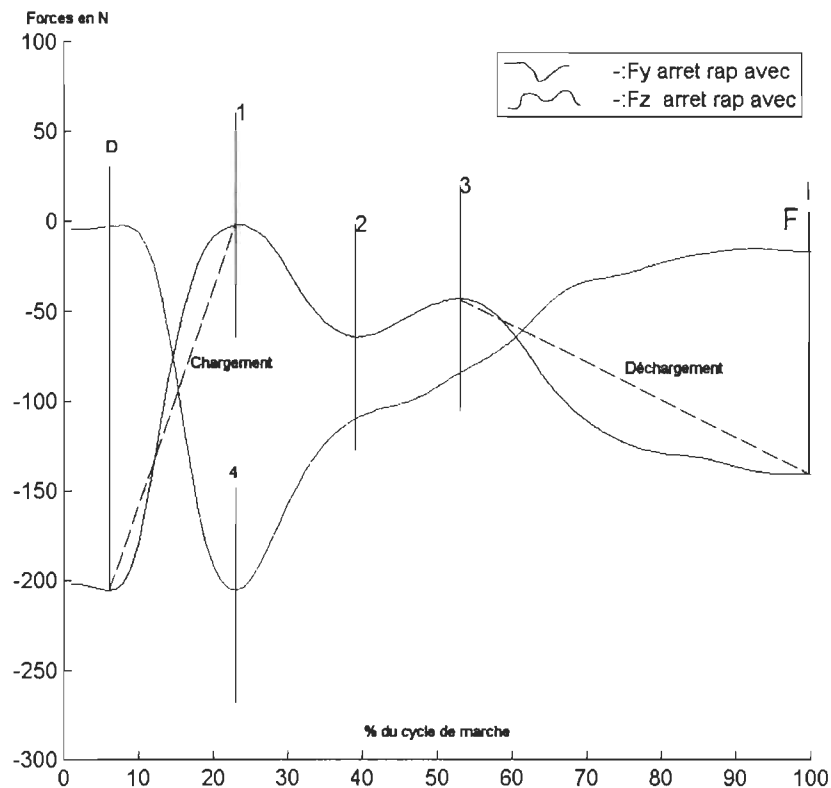


Figure 14. Superposition des courbes normalisées en F_y et F_z , pour un arrêt planifié. Courbes F_y (en bas) et F_z (en haut) représentant l'arrêt planifié de la marche « avec » ARC à haute vitesse, pour un seul sujet. D = début, 1 = $F_{z_{max1}}$, 2 = allègement, 3 = $F_{z_{max2}}$, 4 = $F_{y_{min}}$, F = fin, — — — = taux de chargement / déchargement.

Statistiques

Le test t de Student a été utilisé pour comparer les variables d'intérêt, « avec » et « sans » ajout de barre métatarsienne (ARC) au prototype d'orthèse préfabriqué. Il n'y avait pas de conditions de normalité sans orthèses dans ce design expérimental. Le protocole a été élaboré de manière à étudier seulement l'effet de l'ARC sur la métatarsalgie, en faisant

fi de l'effet de l'orthèse sur cette pathologie. Certains problèmes d'interface et des difficultés techniques ont été rencontrés dans le cours de l'expérimentation. Lors des mouvements brusques de départ et d'arrêt, les diodes du talon et du cinquième métatarsien avaient tendance à se décoller de sorte que les caméras perdaient momentanément ces repères. Lorsque la perte de points n'était que d'une fraction de seconde, une fonction spline a permis d'interpoler la position des diodes manquantes et de reconstituer les courbes cinématiques. Cependant, lorsque les diodes étaient masquées pendant plus d'une seconde, le calcul de la moyenne pour ce point devait se faire à partir de seulement deux des trois essais, étant dans l'impossibilité de recalculer la position des diodes manquantes. Un autre problème de mesure rencontré relevait de l'anticipation des sujets. En raison de la redondance et de l'enchaînement rythmé des essais, les sujets entamaient souvent l'initiation de la marche avant que les systèmes d'acquisition ne soient mis en route. Lors des arrêts planifiés, les sujets avaient parfois tendance à retourner machinalement à leur point de départ, sans s'immobiliser complètement sur la plate-forme de force. Conséquemment, des mesures de plateforme avec les courbes de forces au sol complètes n'ont pu être enregistrées pour certains sujets, notamment pour l'initiation de la marche. Il y avait donc des données manquantes pour les sujets 1, 3, 5, 6, 7 et 9 pour les conditions d'arrêts (figure 14, points F et 3 tronqués) et les sujets 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 14 et 15 pour les conditions de départs (figure 13, points D et 1 tronqués). Dans ce contexte, il nous a paru optimal de faire l'analyse comparative « avec ARC » versus « sans ARC » au moyen de tests t , plutôt que de procéder par une ANOVA de plan $A_R \times B_R$, où nous aurions dû sacrifier toutes les données des sujets incomplètement mesurés. L'analyse de

variance (ANOVA) à plan $A_R \times B_R$ a été appliquée pour comparer la douleur (intensité à l'EAV) pour chaque condition expérimentale, « avec » et « sans » ARC.

Résultats

Arrêt planifié à vitesse normale (tableaux A1, A2, A3 et A4 en annexe)

Lors des arrêts à vitesse confortable, les forces de crête antéropostérieures ($F_{y_{max}}$), verticales ($F_{z_{max1}}$) et ($F_{z_{max2}}$) n'étaient pas significativement différentes « avec ARC » versus « sans ARC » ($t = 0.828, 0.587, 0.539, df = 14, p > 0.05$). Il en était de même pour le taux de chargement et de déchargement en F_z ($t = 0.328$ et $0.371, df = 14, p > 0.05$).

Dans le cas de l'impulsion ($FTly$) et ($FTlz$), l'effet de l'ARC dans l'orthèse s'avérait négligeable. Les valeurs du t ($t = 0.218$ et $0.069, df = 14, p > 0.05$) demeuraient sous les valeurs critiques au seuil alpha de 5%. Quant à l'angle de dorsiflexion de la cheville, il n'était pas significativement différent avec ou sans la présence de l'ARC dans l'orthèse ($t = 0.812, df = 14, p > 0.05$).

Arrêts planifiés à vitesse rapide (tableaux B1, B2, B3 et B4 en annexe)

Lors des arrêts à haute vitesse, l'ARC n'influait pas significativement les forces de réaction au sol maximales, antéropostérieures ($F_{y_{max}}$) et verticales ($F_{z_{max1}}$ et $F_{z_{max2}}$). Avec un seuil alpha de cinq pourcent bilatéral, les valeurs du t étaient respectivement 0.832, 0.538 et 0.904 ($df = 14$). Les taux de chargement et de déchargement en F_z montraient respectivement des valeurs de t de 0.294 et de

0.761 ($dl = 14$). Le test d'hypothèses est à l'effet que l'ARC n'influçait pas significativement ces variables. De plus, l'ARC ne modifiait pas l'aire sous la courbe force – temps en antéropostérieur (FTIy) et en vertical (FTIz), tel qu'en témoignaient les résultats du test t de Student (resp. 0.635 et 0.991, $dl = 14$, $p > 0.05$). Enfin, lors d'un arrêt planifié à vitesse rapide, l'angle de la cheville ne variait pas en fonction de la présence ou de l'absence d'ARC dans l'orthèse plantaire expérimentale ($t = 0.061$, $dl = 14$, $p > 0.05$).

Initiation de la marche (tableaux C1, C2, C3 et C4 en annexe)

Lors d'un départ précédant une déambulation à vitesse confortable, les forces de crête antéropostérieures ($F_{y_{max}}$) et verticales ($F_{z_{max1}}$ et $F_{z_{max2}}$) étaient équivalentes (resp. $t = 0.906$, $dl = 14$, $t = 0,796$, $dl = 12$ et $t = 0.175$, $dl = 14$, $p > 0.05$) : l'ARC n'avait aucune influence sur les forces maximales lors de l'initiation de la marche. Les taux de chargement et de déchargement en F_z montraient respectivement un t de 0.754 ($dl = 8$, $p > 0.05$) et de 0.341 ($dl = 14$, $p > 0.05$). La présence de l'ARC dans l'orthèse n'exerçait donc pas d'influence sur ces variables. A propos de l'impulsion, (FTIy) et (FTIz) étaient eux aussi non significatifs, selon le test de Student (resp. $t = 0.282$, $dl = 13$ et $t = 0.201$, $dl = 7$, $p > 0.05$). Lors de la phase de propulsion, l'ARC ne modifiait pas l'aire sous la courbe Force – Temps dans le plan antéropostérieur (F_y). Il en allait de même concernant l'aire totale sous la courbe dans le plan vertical (F_z). Enfin, l'angle de dorsiflexion de la cheville ne subissait pas de changement significatif lorsque le prototype d'orthèse était doté d'ARC ou non ($t = 0.046$, $dl = 14$, $p > 0.05$).

Intensité de la douleur au métatarse

Pour chacune des conditions (arrêt normal, arrêt rapide, départ), le score QVAS était comparé aux conditions « avec ARC » puis « sans ARC » afin d'évaluer si la barre métatarsienne influençait le niveau de douleur de base pour chaque sujet : voir le tableau 5. Il s'avérait que l'orthèse, dotée ou non d'un ARC, réduisait significativement la douleur de base évoquée en pré-expérimental, selon le score QVAS ($F = 27,912$, $df = 1$ et 84 , $p < 0.01$). En d'autres mots, les sujets faisaient état d'une douleur moyenne (QVAS = 5.4) depuis l'apparition du syndrome métatarsalgique et les interventions orthétiques en laboratoire réduisaient, instantanément, (en moyenne entre 3 et 4.1) ce niveau de douleur moyen. Ce phénomène se manifestait, que l'orthèse soit dotée d'un ARC ou non. De plus, en moyenne, pour toutes les conditions, il y avait perception d'un inconfort légèrement plus élevé avec ARC (3,81) que sans ARC (3,18), ($F = 5,272$, $df = 1$ et 84 , $p < 0.05$). Enfin, la comparaison de l'EAV « avec » ARC et « sans » ARC, pour chacune des conditions de mouvement, renseignait sur l'efficacité antalgique instantanée de ce dispositif orthopédique. Ainsi, l'intensité ressentie de la métatarsalgie de la part des sujets ne variait pas selon les conditions de marche étudiées ($F = 1.180$, $df = 2$ et 84 , $p > 0.05$), lesquelles n'interagissaient pas non plus avec le port d'un ARC ($F < 1$).

Tableau 5. Moyenne des scores de douleurs selon l'EAV.

Conditions	Initiation	Arrêt normal	Arrêt rapide
Avec ARC	4.1	3.5	3.8
Sans ARC	3.4	3.0	3.1
Score QVAS pré-expérience	5.4		

Score QVAS pré-expérimental et moyenne des scores de douleur mesurés à l'EAV pour chaque condition.

Discussion

L'antithèse de nos hypothèses

L'effet connu d'une orthèse plantaire dotée d'ARC était la diminution de douleur au métatarse (Ceccaldi et Moreau, 1976; Mejjad et al., 2004; O'Connell et al., 1998). De surcroît, une minimisation de la mise en charge de l'avant-pied douloureux, caractérisée par une dorsiflexion de la cheville augmentée, un ralentissement de la progression du CPy vers l'avant-pied et une réduction des forces de crête verticales (F_z) confirmait objectivement l'effet antalgique de l'ARC à la marche rectiligne chez les sujets métatarsalgiques (O'Connell et al., 1998). La présente étude n'a pu extrapoler ce phénomène aux conditions contraignantes de la marche : arrêts planifiés et initiation. De plus, les variables complémentaires telles que : l'impulsion antéropostérieure pendant la propulsion, l'impulsion verticale totale (FTIz) et la force maximale antéropostérieure ($F_{y_{max}}$), le taux de chargement / déchargement vertical (en F_z), n'indiquaient pas d'effets biomécaniques reconnus de l'ARC qui soient transposables de la marche conventionnelle aux conditions contraignantes d'initiation et d'arrêts de la marche. Bref, la douleur et le patron de marche métatarsalgique demeuraient, nonobstant la présence de l'ARC. De plus, la douleur a même été légèrement augmentée dans toutes les conditions lors de l'ajout d'ARC à l'orthèse, un résultat diamétralement opposé à notre hypothèse.

La douleur instantanée

Le phénomène d'exacerbation mineure de la douleur lors de l'ajout de l'ARC constitue sans doute une piste intéressante pour expliquer nos résultats expé-

rimentaux. Précisons que Mejjad et al. (2004) ne montraient l'effet antalgique des orthèses qu'après un mois de port quotidien, sans altération notable du patron de marche. En moyenne, on a considéré un port quotidien de quatre à six semaines avant d'étudier la variable douleur à l'avant-pied (O'Connell et al., 1998). Dans notre protocole expérimental, les sujets ont porté l'orthèse séance tenante seulement, sacrifiant ainsi le phénomène d'adaptation à l'orthèse au moment de la mesure des variables à l'étude. Conséquemment la toute nouvelle modification du support podal, par l'introduction de l'ARC, a pu rompre l'accoutumance du sujet et « aiguillonner » tout simplement sa sensibilité perceptive. Il est fort possible que le processus d'adaptation à l'ARC soit nécessaire à l'atténuation de la douleur à moyen et long terme. De plus, tous nos sujets présentaient une métatarsalgie chronique. Une intervention mécanique instantanée était sans doute insuffisante pour modifier un patron de marche antalgique persistant depuis plusieurs mois.

La douleur pré-expérimentale

Cependant, l'ajout d'une orthèse plantaire (avec ou sans ARC) a réduit instantanément le niveau de douleur basal (QVAS). Tout porte à croire que d'autres variables, comme par exemple la hauteur de l'arche longitudinale interne du pied, influencent la métatarsalgie. D'ailleurs, il est montré qu'à la marche pieds nus, le poids, la vitesse de marche et l'amplitude de mouvement de la première tête métatarsienne sont des déterminants significatifs des forces à l'avant-pied (Menz et Morris, 2006). Les déterminants de ces forces lors d'arrêts et de départs ne sont pas connus, mais à l'instar de la marche standard, certains déterminants exercent certainement leur influence sur le volet cinétique. En conséquence, une orthèse

modulerait ces dernières et permettrait ainsi une réduction instantanée de la douleur basale. Cette réduction de la douleur avec orthèse versus sans orthèse ne relevait pas d'un simple effet « d'attente positive » envers le traitement. Le t de Dunnett a montré un soulagement significatif dû à l'orthèse (pré vs sans : $t = 2.79$, $dl = 14$, $p < 0.05$) qui disparaissait avec l'ARC, surtout lors des départs (pré vs avec : $t = 1.061$, $dl = 14$, $p > 0.05$). Puisque, pour les mêmes sujets, le rapport de douleurs ré-augmentait avec l'ARC, l'antalgie a été attribuée à l'orthèse aux dépens d'un simple effet d'attente de la part des sujets. Cette observation appuie également l'argumentaire à l'effet que l'ARC engendrerait à court terme une exacerbation nociceptive localement.

Cinétique et cinématique

Dans toutes les conditions de mouvement, le métatarse était aussi douloureux « avec » que « sans » barre métatarsienne. Lors des départs et des arrêts planifiés, rappelons que les sujets ne modifiaient pas leur patron moteur de façon à mettre davantage en charge l'avant-pied. Les variables comme l'angle de dorsiflexion de la cheville, les taux de chargement / déchargement, l'impulsion (FTIy) lors de la propulsion et l'impulsion totale (FTIz) en témoignent, et, conséquemment, demeuraient inchangées. Il en a été de même pour les forces maximales ($F_{y_{max}}$) et ($F_{z_{max1}}$), ($F_{z_{max2}}$) qui causaient le maximum de contraintes mécaniques au métatarse. Ainsi, l'invariabilité des forces de crête reflétait l'inefficacité de l'ARC à réduire instantanément la douleur mécanique. Alors, aussi longtemps que nociception et douleur persistent au métatarse, le patron de marche métatarsalgique demeure.

De plus, l'infirmité de notre hypothèse principale s'explique sans doute par le vecteur d'application de la force sur l'ARC. Ainsi, l'amplitude des forces verticales de réaction au sol (F_z) a toujours été inférieure à l'intensité mesurée au cours de la marche (Plas et al., 1989). Il en était de même pour les arrêts planifiés à vitesse normale (Vanitchatchavan et Jaeger, 1992). Lors des départs et des arrêts, le jeu des forces au sol ciblait surtout la composante antéropostérieure (F_y), d'une part pour propulser, d'autre part pour freiner. Considérant la morphologie de l'ARC qui servait en quelque sorte de déflecteur, il est probable que ce dispositif fonctionne de manière optimale lorsque assujéti à une charge verticale (F_z). D'ailleurs, les forces de crête ($F_{y_{max}}$) n'étaient pas significatives pour toutes les conditions à l'étude. Or, dans ce projet, l'ARC a été sollicité surtout dans le plan antéropostérieur, ce qui explique en partie son inefficacité dans de telles conditions. Ces réflexions s'appliquent également à la condition d'arrêt planifié à haute vitesse. Dans un arrêt planifié, plus la vitesse de marche augmentait, plus la genèse des forces de freinage relevait de la jambe d'appui plutôt que de la jambe alternative (Bishop et al., 2002). Bien que les forces de réaction au sol étaient plus imposantes qu'à la marche normale dans ce type d'arrêt, c'est surtout en antéropostérieur que le jeu des forces était sollicité. La barre métatarsienne n'a pas été conçue pour absorber des forces antéropostérieures. Il n'y a pas à s'étonner du peu d'effet observé lors d'un arrêt planifié rapide. De plus, il est également logique de se questionner sur la configuration anthropomorphique du métatarse proprement dit. Ce dernier pourrait être conçu lui aussi pour résister à des forces verticales. Étant mal adapté à encaisser des forces de cisaillement antéropostérieures telles que nous les avons reproduites en laboratoire, la région métatarsienne demeurerait

douloureuse, nonobstant la présence de la barre métatarsienne que nous avons sélectionnée (ARC).

Limites

La présente étude se préoccupait de l'effet instantané d'un ARC sur la métatarsalgie et la biomécanique des départs / arrêts planifiés, tel qu'évalué notamment par les forces exercées au sol. Il aurait été souhaitable d'avoir mesuré les effets de l'ARC suite à un port quotidien de six semaines afin d'évaluer l'adaptation à moyen terme au dispositif (Clark et al., 2006). De plus, un mois de port quotidien était requis pour l'atteindre du seuil d'antalgie avec des orthèses plantaires (Mejjad et al., 2004).

Un dispositif d'évaluation des pressions en regard des cinq têtes métatarsiennes aurait été souhaitable (Alfonso Martínez-Nova, Javier Pascual Huerta, et Sánchez-Rodríguez, 2008). Plusieurs études concluantes sur les effets de l'ARC à la marche concernaient une réduction des pressions sur les têtes métatarsiennes (Chang et al., 1994; Chen, 1995; Hodge et al., 1999; Holmes et Timmerman, 1990; Jackson et al., 2004). Il semble que les réductions potentielles de pression aux têtes métatarsiennes ne se répercutent pas jusqu'au sol, étant donné l'interface importante introduite par l'orthèse plantaire et la semelle.

Recommandations

Certaines variables particulières, notamment le déplacement antéro-postérieur du centre de pression et le moment de force de la cheville, pourraient nous renseigner davantage sur la cinétique des conditions de mouvement à l'étude et la mise en charge du métatarse (Cornwall et McPoil, 1997). De surcroît, l'incorporation d'un appareil de jauge de pression de type *in Shoe F-Scan* (Tekscan, Massachusetts) aurait permis une lecture directe des pressions à l'interface pied-orthèse, en regard de chacune des têtes métatarsiennes. Il n'est pas interdit de croire que l'ajout de la variable pression à notre protocole puisse révéler que l'ajout de l'ARC induit des changements non négligeables chez les sujets métatarsalgiques. Cependant, il faut garder en tête que la surcharge pondérale est le facteur qui fait le plus augmenter les pressions sous les pieds et que la métatarsalgie n'est pas une entité pathologique unicausale intrinsèque à la seule biomécanique du pied (Goldcher, 2004; Menz et Morris, 2006). Enfin, l'ajout d'une condition expérimentale supplémentaire, c'est-à-dire effectuer chaque condition contraignante « avec chaussures seulement », permettrait d'explorer davantage les effets de l'orthèse plantaire seule ou munie d'ARC sur le syndrome métatarsalgique. Ajoutons qu'il aurait été préférable d'effectuer les mesures du QVAS en plusieurs séances au laboratoire afin d'obtenir une meilleure représentation de la douleur basale. Également, une standardisation de la variable chaussure nous aurait permis de normaliser les données en fonction du poids des

sujets et ainsi d'effectuer des comparaisons inter sujets dans nos analyses statistiques.

Conclusion

Chez des sujets métatarsalgiques, la barre métatarsienne dans une orthèse plantaire d'accommodation s'est avérée inefficace pour réduire la douleur instantanée et améliorer le patron antalgique et ce, dans des conditions contraignantes de la marche (initiation, arrêt planifié à vitesse normal, arrêt planifié à vitesse rapide). Dans cette optique, les forces de crête verticales et antéropostérieures, le taux de chargement / déchargement, l'impulsion verticale totale et l'impulsion antéropostérieure lors de la propulsion ainsi que l'angle de dorsiflexion de la cheville ne subissent pas de changements significatifs avec l'ajout d'un ARC à une orthèse plantaire préfabriquée. Il semble que ce phénomène dépende du fait que l'ARC est morphologiquement conçu pour redistribuer les forces verticales de réaction au sol, comme c'est le cas lors de la marche rectiligne. Or, dans les conditions d'initiation et d'arrêts planifiés de la marche, le jeu des forces s'exerçait surtout dans le plan antéropostérieur, contrairement à la marche standard. Sans doute le choix d'un modèle d'ARC dont la morphologie accommoderait davantage les forces antéropostérieures, lesquelles fluctuaient de manière prépondérante dans les phénomènes d'arrêts-départs, aurait pu produire des conclusions corroborant nos hypothèses. À ce stade, nous pouvons recommander aux podiatres et cliniciens d'éviter d'utiliser la barre métatarsienne lorsque

les activités quotidiennes impliquent de fréquents arrêts-départs, réputés exacerber la métatarsalgie chez un patient, comme dans certains sports ou un travail de type manutentionnaire. De plus, il semble qu'une période d'adaptation à l'ARC soit nécessaire avant que son effet antalgique et ses effets biomécaniques puissent être mesurables alors que notre protocole était conçu pour évaluer uniquement l'adaptation à court terme à l'ARC.

Enfin, nous avons montré que l'ajout d'une orthèse plantaire dotée ou non d'ARC réduisait significativement le niveau de douleur basale (score QVAS) en pré-expérimental. Davantage de recherches sur les répercussions d'une orthèse plantaire sur la biomécanique du métatarse seraient nécessaires afin de mieux comprendre ce phénomène. Nous pouvons donc tirer comme conclusion qu'une orthèse plantaire préfabriquée améliore la douleur en cas de métatarsalgie. Paradoxalement, une légère augmentation de la douleur perçue fut montrée lors de l'incorporation de l'ARC à l'orthèse. Nous expliquons ce résultat en rappelant que, la métatarsalgie étant une douleur de type mécanique, l'introduction de l'ARC constituait à court terme un stress mécanique surprenant pour le sujet. Il s'ensuit que l'ajout de l'ARC provoque une augmentation de la nociception et de la douleur locale, indépendamment des conditions de mouvement que nous avons étudiées. Des recherches spécifiques sur l'adaptation mécanique à moyen et à long terme suite à l'adjonction d'un ARC s'avèrent nécessaires. Il serait alors opportun d'évaluer si la douleur lors d'arrêts-départs diminue et si le patron de marche antalgique s'améliore après que l'irritation se soit estompée, suivant l'accommodation initiale à l'ARC.

Bibliographie

- Alfonso Martínez-Nova, Javier Pascual Huerta, et Sánchez-Rodríguez, R. (2008). Cadence, Age, and Weight as Determinants of Forefoot Plantar Pressures Using the Biofoot In-shoe System. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98 (4), 302-310.
- Allard, P., et Blanchi, J. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique* (Descaries ed.).
- Arnett, F. C., Edworthy, S. M., Bloch, D. A., McShane, D. J., Fries, J. F., Cooper, N. S., et al. (1988). The American Rheumatism Association 1987 revised criteria for the classification of rheumatoid arthritis. *Arthritis And Rheumatism*, 31 (3), 315-324.
- Ball, A. K., et Afheldt, M. J. (2002). Evolution of foot orthotics --part 1: coherent theory or coherent practice ? [review] *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 25, 116-124.
- Bishop, M., Brunt, D., Kukulka, C., Tillman, M., et Pathare, N. (2003). Braking impulse and muscle activation during unplanned gait termination in human subjects with parkinsonism. *Neuroscience Letters*, 348 (2), 89-92.
- Bishop, M., Brunt, D., et Marjama-Lyons, J. (2006). Do people with Parkinson's disease change strategy during unplanned gait termination? *Neuroscience Letters*, 397 (3), 240-244.
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., et Patel, B. (2002). The interaction between leading and trailing limbs during stopping in humans. *Neuroscience Letters*, 323 (1), 1-4.
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., et Patel, B. (2004). The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait and Posture*, 20 (2), 134-139.
- Budiman-Mak, E., Conrad, K., et Roach, K. (1995). Can foot orthoses prevent hallux valgus deformity in rheumatoid arthritis ? A randomised controlled clinical trial. *Journal of clinical rheumatology*, 1, 313-320.
- Burgess, S., Jordan, C., et Bartlett, R. (1997). The influence of small insert, in the footbed of a shoe, upon plantar pressure distribution. *Clinical biomechanics*, 12 (3), s5-6.
- Ceccaldi, A., et Moreau, G. (1976). *Bases bio-mécaniques de l'équilibration humaine et orthèse podologique*. Paris.
- Chang, A., Abu-Faraj, Z., Harris, G., Nery, J., et Shereff, M. (1994). Multistep measurement of plantar pressure alterations using metatarsal pads. *Foot and Ankle international*, 15 (12), 654-660.
- Chen, F. C. (1995). *A study of normal plantar pressure pattern of the foot during the support phase of walking*. Microformes / Thèses sur microfiches.
- Clark, H., Rome, K., Plant, M., O'Hare, K., et Gray, J. (2006). A critical review of foot orthoses in the rheumatoid arthritic foot. *Rheumatology (Oxford, England)*, 45 (2), 139-145.
- Claustre, J., et Simon, L. (1990). *Les métatarsalgies statiques* (Masson ed.). Paris
- Conrad, K., Budiman-Mak, E., Roach, K., et Hedeker, D. (1996). Impacts of foot orthoses on pain and disability in rheumatoid arthritis. *Clinical epidemiology*, 49, 1-7.

- Cornwall, M., et McPoil, T. (1997). Effects of foot orthotics on the initiation of plantar surface loading. *The foot*, 7, 148-152.
- Crenna, P., Cuong, D. M., et Brénière, Y. (2001). Motor programmes for the termination of gait in humans: Organisation and velocity-dependent adaptation. *Journal of Physiology*, 537 (3), 1059-1072.
- Delval, Krystkowiak, Blatt, Labyt, Destée, Derambure, et al. (2005). Caractérisation des ajustements posturaux lors d'une initiation de la marche déclenchée par un stimulus sonore et autocommandée chez 20 sujets. *Clinical neurophysiology*, 35, 180-190.
- Elble, R. J., Moody, C., Leffler, K., et Sinha, R. (1994). The initiation of normal walking. *Movement Disorders*, 9 (2), 139-146.
- Erdemir, A., et Piazza, S. J. (2002). Rotational foot placement specifies the lever arm of the ground reaction force during the push-off phase of walking initiation. *Gait and Posture*, 15 (3), 212-219.
- Erdemir, A., Saucerman, J., Lemmon, D., Loppnow, B., Turso, B., Ulbrecht, J., et al. (2005). Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *Journal of biomechanics*, 38 (9), 1798-1806.
- Fadel, G. E., et Rowley, D. I. (2002). Metatarsalgia. *Current Orthopaedics*, 16, 193-204.
- Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K., et Orendurff, M. S. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait & Posture*, 25 (2), 289-294.
- Goldcher, A. (2004). Syndrome capito-métatarsien; la plus fréquente des métatarsalgies statiques. *Médecine chirurgicale du pied*, 20, 93-102.
- Gorter, K., Kuyvenhoven, M., et de Melker, R. (2000). Nontraumatic foot complaints in older people. A population-based survey of risk factors, mobility, and Well-being. *Journal of the american podiatric medical association*, 90 (8), 397-402.
- Hase, K., et Stein, R. B. (1998). Analysis of rapid stopping during human walking. *Journal Of Neurophysiology*, 80 (1 (Print)), 255-261.
- Hayda, Tremaine, Tremaine, Banco, et Teed. (1994). Effect of metatarsal pads and their positioning: a quantitative assessment. *Foot and Ankle international*, 15 (10), 561-566.
- Hennessy, K., Burns, J., et Penkala, S. (2007). Reducing plantar pressure in rheumatoid arthritis: A comparison of running versus off-the-shelf orthopaedic footwear. *Journal of biomechanics*, 22, 917-923.
- Hodge, M., Bach, T., et Carter, G. (1999). Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clinical biomechanics*, 14 (8), 567-575.
- Holmes, G. B., Jr., et Timmerman, L. (1990). A quantitative assessment of the effect of metatarsal pads on plantar pressures. *Foot & Ankle*, 11 (3 (Print)), 141-145.
- Hsi, W., Kang, J., et Lee, X. (2005). Optimum position of metatarsal pad in metatarsalgia for pressure relief. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 84 (7), 514-520.
- Imamura, M., Tomikawa, I. S., Salomao, O., Pereira, C. A. M., De Cavalho Jr., A. E., et Neto, R. B. (2002). Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot And Ankle Society inc*, 23 (9), 804-810.

- Jackson, L., Binning, J., et Potter, J. (2004). Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsal padding. *Journal of the american podiatric medical association*, 94 (3), 239-245.
- Jannick, M., Dijk, v. H., Ijzerman, M., Groothuis-Oudshoorn, K., Groothoff, J., et Lankhurst, G. (2006). Effectiveness of custom-made orthopaedic shoes in the reduction of foot pain and pressure in patients with degenerative disorders of the foot. *Foot & Ankle international*, 27 (11), 974-979.
- Jian, Y., Ishac, M., et Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait and Posture*, 1 (1), 9-22.
- Laurencelle, L. (2005). *Abrégé sur les méthodes de recherche et la recherche expérimentale*. Ste-Foy: Presses de l'Université du Québec.
- Lavigne, A., et Noviel, D. (1992). *Étude clinique du pied et thérapeutique par orthèse*. Paris.
- Lavigne, A., et Noviel, D. (1993). *Trouble statique du pied de l'adulte*. Paris.
- Lelièvre, J., et Lelièvre, J.-F. (1981). *Pathologie du pied : physiologie, clinique, traitement médical, orthopédique et chirurgical* (5 ed.). Paris, New York, Barcelone, Milan, Mexico, Rio de Janeiro.
- Mejjad, O., Vittecoq, O., Pouplin, S., Grassin-Delyle, L., Weber, J., et Le Loët, X. (2004). Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients. *Joint Bone Spine*, 71, 542-545.
- Menz, H. B., et Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait & Posture*, 24 (2), 229-236.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Newton, Massachusetts.
- Mickelborough, J., van der Liden, M., Richards, J., et Ennos, A. (2000). Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait & Posture*, 11, 32-37.
- Miller, C., Laskowski, E., et Suman, V. (1996). Effect of corrective rearfoot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation. *Mayo clinic proceedings*, 71, 757-762.
- Mueller, M. (1999). Application of plantar pressure assesment in footwear and insert design. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 29 (12), 747-755.
- Nicolopoulos, C. S., Scott, B. W., et Giannoudis, P. V. (2000). Biomechanical basis of foot orthotic prescription. *Current Orthopaedics*, 14 (6), 464-469.
- O'Connell, P. G., Seigel, K. L., Kepple, T. M., Stanhope, S. J., et Gerber, L. H. (1998). Forefoot deformity, pain, and mobility in rheumatoid and nonarthritic subjects. *Journal of rheumatology*, 25, 1681-1686.
- Patla, A. E., Prentice, S. D., Robinson, C., et Neufeld, J. (1991). Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *Journal Of Experimental Psychology. Human Perception And Performance*, 17 (3 (Print)), 603-634.
- Perry, S., Radtke, A., et Goodwin, C. (2007). Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. *Gait & Posture*, 25, 94-98.
- Perry, S., Tscirhart, C., Aqui, A., et Tuer, P. (2007). Effects of sock-insole friction characteristics on dynamic balance control. *Journal of biomechanics*, 40 ((S2)), s698.

- Plas, F., Viel, E., et Blanc, Y. (1989). *La marche humaine. Kinésiologie dynamique, Biomécanique et pathomécanique* (4e édition ed.). Paris.
- Poon, C., et Love, B. (1997). Efficacy of foot orthotics for metatarsalgia. *The foot*, 7, 202-204.
- Postema, K., Burm, P. E., Zande, M. E., et Limbeek, J. V. (1998). Primary metatarsalgia: the influence of a custom moulded insole and a rockerbar on plantar pressure. *Prosthetics And Orthotics International*, 22 (1 (Print)), 35-44.
- Sedgman, R., Goldie, P., et Iansek, R. (1994). *Development of a measure of turning during walking*. Communication présentée au Advancing rehabilitation. In *proceedings inaugural conference of the faculty of health sciences*, Université La Trobe, Melbourne, Australie.
- Shi, K., Tetsuya, T., Hayashida, K., Hajime, O., et Takahiro, O. (2000). Foot deformities in rheumatoid arthritis and relevance of disease severity. *The journal of rheumatology*, 27 (1), 84-89.
- Silver, J., et Frontera, W. (2005). *Essentials of physical medicine and rehabilitation*. Philadelphie.
- Sparrow, W., et Tirosh, O. (2005). Gait termination: A review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait and Posture*, 22 (4), 362-371.
- Tirosh, O., et Sparrow, W. (2005). Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait and Posture*, 21, 279-288.
- Tirosh, O., et Sparrow, W. A. (2004). Gait termination in young and older adults: effects of stopping stimulus probability and stimulus delay. *Gait and Posture*, 19, 243-251.
- Udin, B., Crevoisier, x., et Borgeaud, M. (2000). Métatarsalgies. *Revue médicale de la suisse romande*, 120, 805-809.
- van der Leeden, M., Steultjen, M., Dekker, J. H. M., Prins, A., et Dekker, J. (2006). Forefoot joint damage, pain and disability in rheumatoid arthritis patients with foot complaints: the role of plantar pressure and gait characteristics. *Rheumatology*, 45, 465-469.
- Vanitchachavan, P., et Jaeger, R. J. (1991). *Timing patterns of foot-floor contact during termination of human gait*. Communications présentées au Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology.
- Vanitchachavan, P., et Jaeger, R. J. (1992). Ground reaction force during termination of human gait. *Journal of biomechanics*, 25, 1233-1236.
- Wearing, Urry, S., Smeathers, J. E., et Battistutta, D. (1999). A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. *Gait and posture*, 10, 255-263.
- Winter, D. (1987). *The biomechanics and motor control of human gate*. Waterloo.
- Winter, D. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait : normal, elderly and pathological* (2nd edition ed.). Waterloo.
- Woodburn, J., Barker, S., et Helliwell, P. (2002). A randomised controlled trial of foot orthoses in rheumatoid arthritis. *Journal of rheumatology*, 29, 1377-1383.

ANNEXE

Arrêt planifié à vitesse normale

Tableau A1. Moyenne des impulsions (FTI, en Ns) en y et en z lors d'un arrêt planifié à vitesse normale, « avec » et « sans » ARC

Sujets	FTly (avec)	FTly (sans)	FTlz (avec)	FTlz (sans)
1	2918,83	9273,98	51124,10	52559,15
2	2240,74	2540,91	37385,44	38109,07
3	4272,54	3900,28	37385,44	38109,07
4	1877,25	2097,37	31707,82	31776,16
5	1814,48	2243,34	41711,31	41201,54
6	4637,52	3700,75	47590,69	48481,16
7	1524,92	1282,24	50568,92	51121,36
8	3269,14	2574,11	27605,85	37562,57
9	3393,11	3202,91	25517,54	25097,74
10	5304,82	5548,61	23651,78	27177,39
11	2500,73	4169,17	32625,09	30609,82
12	1546,21	4865,11	26937,08	30304,65
13	4602,12	4044,99	46190,20	47454,93
14	2268,12	2558,90	30847,35	28701,04
15	3797,88	3471,15	45634,15	45871,05

Tableau A2. Moyenne des forces de crête (F_{\max} , en Newton) en z et en y lors d'un arrêt planifié à vitesse normale, « avec » et « sans » ARC

Sujets	Fzmax1 (avec)	Fzmax1 (sans)	Fzmax2 (avec)	Fzmax2 (sans)	Fymax (avec)	Fymax (sans)
1	783,73	771,94	725,75	707,39	125,01	115,41
2	580,92	563,10	530,52	567,18	81,97	130,60
3	765,03	817,24	826,32	775,99	206,49	141,39
4	469,84	476,11	485,90	474,30	92,66	86,04
5	607,72	617,50	611,16	601,66	96,45	96,45
6	826,81	720,51	667,78	679,47	204,97	166,18
7	917,28	1006,52	558,17	607,11	277,35	328,24
8	547,91	568,42	525,62	517,58	115,25	133,47
9	422,26	399,50	373,92	359,95	161,00	136,23
10	603,23	615,94	336,21	357,51	235,86	245,83
11	522,69	560,37	433,62	397,47	169,65	195,24
12	389,91	511,60	421,89	383,03	110,60	184,59
13	849,10	761,16	652,48	668,27	231,48	195,41
14	436,58	441,76	463,23	445,82	110,70	114,35
15	707,19	723,27	658,53	660,71	179,95	162,13

Arrêt planifié à vitesse normale (suite)

Tableau A3. Pentes moyennes en Fz, « avec » versus « sans » ARC

Sujets	Taux de chargement (avec)	Taux de chargement (sans)	Taux de déchargement (avec)	Taux de déchargement (sans)
1	33,05	33,07	-8,68	-7,46
2	20,09	24,54	-6,23	-7,01
3	36,29	25,12	-4,81	-5,17
4	19,81	18,02	-7,18	-6,82
5	28,39	26,84	-8,17	-8,55
6	43,18	41,47	-8,28	-6,72
7	36,27	42,42	-8,97	-13,03
8	24,82	26,40	-5,31	-5,83
9	24,81	18,80	-4,85	-4,51
10	33,89	43,13	-8,90	-7,51
11	40,51	32,43	-3,00	-3,96
12	22,57	31,34	-4,83	-5,44
13	54,65	45,56	-6,99	-6,80
14	29,33	19,06	-6,22	-6,04
15	37,80	30,54	-7,71	-7,96

Tableau A4. Valeurs moyennes de l'angle absolu de la cheville (en degrés), au moment de la force de crête en y ($F_{y_{max}}$), lors d'un arrêt planifié à vitesse normale, « avec » versus « sans » ARC

Sujets	Angle absolu de la cheville (avec)	Angle absolu de la cheville (sans)
1	112,24	108,76
2	150,80	146,92
3	131,13	129,61
4	149,81	152,79
5	119,54	125,29
6	128,38	121,26
7	136,00	133,03
8	114,30	113,28
9	14,90	14,93
10	120,06	125,10
11	128,17	110,64
12	124,88	127,14
13	125,16	122,42
14	129,56	125,53
15	104,12	124,77

Arrêt planifié à vitesse rapide

Tableau B1. Moyenne des impulsions (FTI, en Ns) en y et en z, lors d'un arrêt planifié à vitesse rapide, « avec » et « sans » ARC

Sujets	FTly (avec)	FTly (sans)	FTlz (avec)	FTlz (sans)
1	6124,06	4751,90	51899,45	53544,37
2	7654,81	7216,13	37907,97	38196,93
3	4192,54	4593,35	71002,96	66623,61
4	4707,79	4663,03	31644,37	29568,92
5	3769,29	4937,31	38686,29	41174,65
6	6411,02	6829,57	53513,85	47093,43
7	9559,85	9885,87	47091,35	47791,33
8	4500,56	4168,44	35439,86	38417,46
9	4682,46	4085,34	28686,91	27363,67
10	8173,03	7488,74	26442,10	26452,71
11	5269,47	4688,60	27591,70	30679,27
12	2404,14	4475,74	26071,91	29351,64
13	5413,57	5882,02	44669,79	46077,04
14	6198,82	4123,77	32189,50	30862,58
15	7134,79	6519,83	52229,25	51998,35

Tableau B2. Moyenne des forces de crête (F_{max} , en Newton) en z et en y, lors d'un arrêt planifié à vitesse rapide, « avec » et « sans » ARC

Sujets	Fzmax1 (avec)	Fzmax1 (sans)	Fzmax2 (avec)	Fzmax2 (sans)	Fymax (avec)	Fymax (sans)
1	935,26	926,00	603,13	705,85	224,92	200,50
2	749,64	784,32	392,05	403,38	272,94	283,97
3	943,05	912,81	882,74	825,80	305,67	298,32
4	606,87	29,12	447,94	407,73	201,66	201,51
5	699,58	750,11	523,34	519,09	174,10	204,03
6	969,10	853,20	705,50	637,51	276,61	231,08
7	1022,83	1022,55	598,48	587,65	365,10	376,47
8	643,88	656,28	474,04	506,09	209,35	198,50
9	569,56	543,47	462,57	427,64	254,16	237,81
10	710,51	729,41	285,78	293,22	306,15	290,09
11	559,77	622,94	364,96	385,32	238,88	270,89
12	476,09	573,30	410,88	404,39	170,14	225,87
13	832,61	890,63	629,88	646,82	255,66	272,14
14	588,99	655,29	398,86	427,23	215,26	241,22
15	1101,50	1064,99	715,36	698,01	350,26	311,98

Arrêt planifié à vitesse rapide (suite)

Tableau B3. Pentes moyennes en Fz, « avec » versus « sans » ARC, lors d'un arrêt planifié à vitesse rapide

Sujets	Taux de chargement (avec)	Taux de chargement (sans)	Taux de déchargement (avec)	Taux de déchargement (sans)
1	54,38	83,70	-6,28	-16,55
2	31,64	41,27	-5,09	-5,66
3	83,92	80,28	-2,15	-2,02
4	33,73	57,89	-10,19	-8,78
5	37,26	36,53	-6,99	-9,51
6	50,48	38,28	-8,56	-14,59
7	46,28	47,55	-15,07	-1,46
8	36,62	43,07	-6,49	-6,21
9	37,46	43,05	-7,89	-5,79
10	53,07	51,06	-9,69	-8,87
11	33,99	47,73	-5,50	-3,11
12	41,64	35,03	-4,18	-4,89
13	50,70	51,58	-7,34	-8,50
14	30,88	43,52	-8,86	-4,54
15	63,14	58,10	-12,99	-12,90

Tableau B4. Valeurs moyennes de l'angle absolu de la cheville (en degrés), au moment de la force de crête en y ($F_{y_{max}}$), lors d'un arrêt planifié à vitesse rapide, « avec » versus « sans » ARC

Sujets	Angle absolu de la cheville (avec)	Angle absolu de la cheville (sans)
1	109,32	107,13
2	145,60	—
3	123,81	128,51
4	151,17	157,65
5	126,16	122,48
6	116,73	129,49
7	114,23	135,33
8	124,97	123,88
9	19,81	19,03
10	107,02	109,47
11	116,09	129,45
12	129,17	126,68
13	110,23	123,39
14	85,98	117,14
15	124,56	114,41

— = donnée manquante ou corrompue.

Initiation de la marche

Tableau C1. Moyenne des impulsions (FTI, en Ns) en y et en z, lors d'un départ, « avec » et « sans » ARC

Sujets	FTly (avec)	FTly (sans)	FTlz (avec)	FTlz (sans)
1	4612,69	4850,02	56201,32	46469,99
2	5595,78	—	43721,37	21872,27
3	5893,10	4619,63	—	—
4	5931,08	1899,97	—	—
5	5203,23	6112,70	43721,37	—
6	4614,48	5378,69	43721,37	—
7	7289,80	7282,45	—	—
8	4682,24	4741,17	—	40595,71
9	2870,19	3622,72	25207,92	27806,11
10	4998,97	4764,70	27442,87	25334,60
11	4383,99	3753,13	20252,51	27937,35
12	2317,36	1287,26	33490,23	28320,71
13	6902,77	4555,55	42396,20	35045,21
14	2566,84	—	22263,35	—
15	5474,21	6429,67	34534,17	—

— = donnée manquante ou corrompue.

Tableau C2. Moyenne des forces de crête (F_{\max} , en Newton) en z et en y, lors d'un départ, « avec » et « sans » ARC.

Sujets	Fzmax1 (avec)	Fzmax1 (sans)	Fzmax2 (avec)	Fzmax2 (sans)	Fymax (avec)	Fymax (sans)
1	792,53	802,84	793,77	786,20	174,57	192,36
2	620,58	—	591,56	584,10	122,15	94,95
3	21,12	29,86	241,12	239,86	217,21	291,68
4	859,37	523,62	827,73	522,90	859,37	205,23
5	752,89	654,62	645,40	664,99	159,23	137,81
6	800,65	803,60	785,03	787,41	161,71	803,60
7	305,67	697,00	735,53	745,85	180,24	184,64
8	589,72	613,61	602,65	619,98	130,70	144,83
9	452,76	425,98	483,68	488,45	118,98	124,89
10	469,98	488,50	451,04	471,13	163,13	170,09
11	442,55	421,95	495,39	121,93	134,52	37,64
12	455,47	495,89	478,94	495,26	278,45	76,77
13	757,77	704,05	757,74	707,62	197,17	166,83
14	515,87	—	534,66	510,61	103,90	33,27
15	780,46	769,14	740,60	734,56	172,02	192,17

— = donnée manquante ou corrompue

Initiation de la marche (suite)

Tableau C3. Pentes moyennes en Fz, « avec » versus « sans » ARC, lors d'un départ

Sujets	Taux de chargement (avec)	Taux de chargement (sans)	Taux de déchargement (avec)	Taux de déchargement (sans)
1	16,72	29,32	-30,65	-35,21
2	—	—	-12,72	-6,60
3	—	—	-21,12	-29,86
4	—	13,64	-21,57	-20,83
5	22,52	—	-18,48	-16,87
6	27,92	15,80	-28,49	-30,40
7	—	—	-22,96	-20,08
8	—	13,37	-17,11	-25,35
9	15,43	8,43	-21,31	-17,56
10	14,46	15,64	-19,20	-21,52
11	15,96	7,50	-21,32	-62,40
12	6,40	9,02	-16,37	-24,67
13	17,26	20,98	-29,87	-33,34
14	13,19	—	-19,05	-7,67
15	20,87	—	-27,74	-22,26

— = donnée manquante ou corrompue.

Tableau C4. Valeurs moyennes de l'angle absolu de la cheville (en degrés), au moment de la force de crête en y ($F_{y_{max}}$), lors d'un départ, « avec » versus « sans » ARC

Sujets	Angle absolu de la cheville (avec)	Angle absolu de la cheville (sans)
1	102,83	104,60
2	143,50	144,80
3	124,68	121,22
4	156,91	148,70
5	123,40	111,12
6	121,06	123,78
7	131,65	108,36
8	122,66	123,06
9	15,80	16,18
10	116,77	118,92
11	121,64	120,41
12	103,59	103,82
13	121,20	106,42
14	136,21	114,41
15	121,02	121,93